

Daniela Ponzoni

**AVALIAÇÃO DA OSSEOINTEGRAÇÃO PROMOVIDA**

**POR IMPLANTES JATEADOS POR  $Al_2O_3$**

**análises histológica e histométrica em cães**

Daniela Ponzoni

AVALIAÇÃO DA OSSEOINTEGRAÇÃO PROMOVIDA

POR IMPLANTES JATEADOS POR  $Al_2O_3$

análises histológica e histométrica em cães

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – UNESP, para obtenção do grau de DOUTOR EM ODONTOLOGIA (Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial).

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Perri de Carvalho

Araçatuba  
2004

**Dados Curriculares**

## **Daniela Ponzoni**

**Nascimento** 13 setembro 1976 – Nova Prata / RS

**Filiação** Delcio Ponzoni

Ernildes Adelaide Ponzoni

**1994/1998** Curso de Graduação  
Faculdade de Odontologia de Pelotas  
Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, RS.

**1998/1999** Professora substituta do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia de Pelotas – UFPel.

**1999/2000** Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba/UNESP.

**2001/2003** Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba/UNESP.

**2002/2003** Professora Assistente das Disciplinas de Cirurgia Oral e Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia das Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul – FUNEC.

**2003** Professora Adjunto I das Disciplinas de Cirurgia Traumatologia e Anestesiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Paulista – UNIP, Câmpus Araçatuba.

**Dedicatória**

**Dedicatória**

Aos meus pais, Delcio e Ernilda  
pelo incentivo, apoio e dedicação a nós ao longo de  
suas vidas.

## **Dedicatória**

Aos meus irmãos, Deise, Daiana e Júnior,  
Pelo carinho e estímulo durante essa longa trajetória.

Ao Dimitri,  
Pelo amor e compreensão em todos os momentos.

**Agradecimento especial**

# **Agradecimento Especial**

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Perri de  
Carvalho, pela orientação deste trabalho, pela amizade

e pelos ensinamentos na área da Implantodontia... M  
reconhecimento.

## **Agradecimentos**



# Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa do seu diretor, Prof. Prof. Dr. Paulo Roberto Botacin, e ao Prof. Dr. Wilson Roberto Poi, coordenador do Curso de Pós-Graduação, pela acolhida tornando possível a realização deste curso.

Ao Prof. Dr. Marcio Giampietro Sanches, pelo apoio durante a fase em que orientou este trabalho.

Aos Professores do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada, Idelmo Rangel Garcia Jr. e Osvaldo Magro Filho pela amizade, convívio e companheirismo durante a realização deste curso.

Ao Prof. Dr. Tetuo Okamoto, pelo valioso auxílio na documentação dos resultados.

Ao Prof. Dr. Luis Antonio Violin Dias Pereira, do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas, pelo auxílio na coloração das lâminas e análise dos resultados.

Ao Dr. Adolfo Embacher Filho pela colaboração durante a fase experimental desta pesquisa.

Às amigas e colegas de Pós-Graduação Paula Farnezi Bassi, Vanessa Cristina Mendes e SÚMIA Regina Panzarini Barioni; pela amizade cultivada nesses anos de convivência.

Aos colegas de Doutorado, Laura Guimarães Pagliuso Paleckis e Marcos Moro pela amizade criada no decorrer do curso.

Ao Biotério da Faculdade de Medicina Veterinária - UNESP de Botucatu, que permitiu a utilização de sua estrutura para a execução da fase experimental.

Ao Centro de Pesquisa em Cirurgia Experimental - UNESP - Araçatuba, em nome dos funcionários Maria Dirce Maria Colli Boatto, Gilmar Martins de Oliveira, Bernadete Maria Nunes Kimura, pela realização da fase laboratorial.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, pela cuidadosa revisão bibliográfica.

Às funcionárias da Secretaria de Pós-Graduação, Marina Midori Sakamoto Kawagoi e Adélia Barreto Claro da Silva, pela prestatividade e eficiência com que desempenham suas funções.

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente colaboraram com este trabalho, meus sinceros agradecimentos.

“Só existe  
uma coisa melhor  
do que fazer novos  
amigos: conservar  
os velhos”.

Elmer G. Letterman

**Epígrafe**

**Epígrafe**

Se as coisas são  
inatingíveis... ora!  
Não é motivo para não  
querê-las...  
Que tristes os  
caminhos, se não fora  
a mágica presença das  
estrelas!

(*Das Utopias* - Mário  
Quintana)

## **SUMÁRIO**

LISTA DE FIGURAS.....	
LISTA DE TABELAS.....	
LISTA DE ABREVIATURAS.....	

	RESUMO.....	
1	INTRODUÇÃO.....	
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	
	2.1 Osseointegração .....	
	2.2 Implantes imediatos.....	
3	PROPOSIÇÃO.....	
4	MATERIAL E MÉTODO.....	
	4.1 Procedimento cirúrgico.....	
	4.2 Processamento laboratorial.....	
	4.3 Análise histológica.....	
	4.4 Análise do percentual de osseointegração.....	
5	RESULTADO.....	
	5.1 Análise histológica.....	
	5.2 Análise do percentual de osseointegração.....	
6	DISCUSSÃO.....	
7	CONCLUSÃO.....	
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	
	ABSTRACT.....	
	ANEXO.....	

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Terceiro e quarto pré-molares mandibulares.	67
Figura 2 -	Incisão monoangular.	68
Figura 3 -	Descolamento mucoperiostal.	68
Figura 4 -	Seccionamento dental.	69
Figura 5 -	Alvéolos após exodontia.	69
Figura 6 -	Dentes removidos.	69
Figura 7 -	Seqüência de brocas utilizadas na confecção da cavidade.	70
Figura 8 -	Inserção do implante.	71

Figura 9 -	Implante desmontado.	71
Figura 10 -	Chave de catraca.	71
Figura 11 -	Colocação do tapa-implante.	71
Figura 12 -	Sutura.	71
Figura 13 -	Roscas selecionadas.	74
Figura 14 -	Análise do perímetro osseointegrado.	74
Figura 15 -	Osso neoformado no perímetro do implante. Tricrômico de Masson. Aumento original 25x.	77
Figura 16 -	Osso neoformado no perímetro do implante. Tricrômico de Masson. Aumento original 25x.	77
Figura 17 -	Espaços trabeculares na ponta do osso neoformado. Tricrômico de Masson. Aumento original 63x.	78
Figura 18 -	Espaços trabeculares. Tricrômico de Masson. Aumento original 63x.	78
Figura 19 -	Vasos sanguíneos. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.	78
Figura 20 -	Sistema de Havers. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.	78
Figura 21 -	Osteócitos. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.	79
Figura 22 -	Espaços medulares amplos. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.	79
Figura 23 -	Menor quantidade de formação óssea. Tricrômico de Masson. Aumento original 25x.	79
Figura 24 -	Terço coronal em contato com tecido conjuntivo fibroso. Tricrômico de Masson. Aumento original 25x.	79
Figura 25 -	Tecido ósseo em contato com a superfície do implante. Picrossírius-hematoxilina, objetiva 2x.	81

Figura 26 -	Campo correspondente ao da figura anterior examinado com luz polarizada. Tecido ósseo em estágio mais avançado de remodelação (setas). Picrossírius-hematoxilina, objetiva 2x.	81
Figura 27 -	Osso neoformado no vale do implante. Grande número de osteócitos. Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.	82
Figura 28 -	Campo correspondente ao da figura anterior examinado com luz polarizada. Tecido ósseo imaturo. Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.	82
Figura 29 -	Células precursoras de osteoblastos (seta). Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.	82
Figura 30 -	Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.	83
Figura 31 -	Campo correspondente ao da figura anterior examinado com luz polarizada. Osso lamelar (seta). Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.	8
Figura 32 -	Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.	8
Figura 33 -	Campo correspondente ao da figura anterior examinado com luz polarizada. Sistemas de Havers próximos à superfície do implante. Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.	83
Figura 34 -	Relação contato ósseo X não contato ósseo nos implantes analisados.	85
Figura 35 -	Gráfico mostrando a média do percentual de osseointegração nos implantes analisados.	85
Figura 36 -	Relação contato ósseo X não contato ósseo nos implantes osseointegrados.	87
Figura 37 -	Gráfico mostrando a média do percentual de osseointegração nos implantes osseointegrados.	87

**FIGURA 29** – Células precursoras de osteoblastos (seta). Picrossírius-hematoxilina, objetiva 20x.

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Relação de implantes osseointegrados e implantes perdidos. 76
- Tabela 2 - Perímetro do contato ósseo dos implantes analisados. 84
- Tabela 3 - Perímetro do contato ósseo dos implantes osseointegrados. 86



**LISTA DE ABREVIATURAS**

$\mu\text{m}$	=	micrometro
Å	=	Angstrom
$\text{Al}_2\text{O}_3$	=	Óxido de alumínio
D	=	lado direito
d	=	distal
E	=	lado esquerdo
g	=	grama
h	=	Hora
$\text{HNO}_3$	=	Ácido nítrico
Kg	=	quilograma
m	=	mesial

ml = mililitro  
mm = milímetro  
rpm = rotações por minuto  
Ti = titânio  
PDGF = fator de crescimento derivado das plaquetas  
  
TGF- $\beta$  = fator de crescimento tecidual  $\beta$   
  
e-PTFE Politetrafluoretileno expandido

## RESUMO

PONZONI, D. *Avaliação da osseointegração promovida por implantes jateados por  $Al_2O_3$ : análises histológica e histométrica em cães*. Araçatuba, 2004. 116p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

## **RESUMO**

A formação de uma interface osseointegrada é mais previsível quando osso denso e saudável está em contato com a superfície do implante no momento da instalação. Porém, a colocação de implantes imediatos após exodontia apresenta inúmeras vantagens, entre elas a preservação da arquitetura óssea e gengival dos processos alveolares, além da diminuição do tempo cirúrgico. A utilização de uma superfície modificada proporciona um maior contato ósseo com o implante; baseado em princípios biológicos. A proposta deste trabalho é avaliar qualitativa e quantitativamente a interface entre osso e os implantes de titânio, jateados por  $Al_2O_3$  instalados imediatamente após exodontias, em cães. Os implantes foram instalados nos alvéolos de pré-molares mandibulares bilateralmente em quatro cães. Foram instalados quatro implantes para cada

animal (4mm de diâmetro e 10mm de comprimento) do Sistema Colosso (Emfils<sup>®</sup>), sendo dois de cada lado da mandíbula. Os animais foram sacrificados aos 120 dias pós-operatórios. As peças foram desmineralizadas, e os implantes removidos. Três implantes foram perdidos, três fibrointegrados e dez osseointegrados. A análise quantitativa foi realizada considerando-se cinco roscas apicais e o fundo do implante. A análise histológica mostrou tecido ósseo saudável em fase de maturação em íntimo contato com os implantes osseointegrados. Na análise histométrica, observou-se um contato ósseo de 76% nos implantes osseointegrados.

Palavras-chave: implantes dentários; osseointegração; implante dentário endoósseo; cirurgia bucal.

## **Introdução**

## **1 Introdução**

Nos últimos anos, a promoção de saúde tem sido um dos principais focos da Odontologia. Mesmo assim, inúmeras exodontias ainda são indicadas, pelo desconhecimento ou falha em alguma das etapas da prevenção, ou mesmo por motivos acidentais, gerando áreas desdentadas que necessitam ser reabilitadas.

A reabilitação bucal sempre foi um grande desafio para o profissional. Os conceitos de confecção de próteses dentárias foram modificados a partir da descoberta da osseointegração e sua aplicação na Odontologia. Novos conceitos de reabilitação passaram a ser conhecidos na comunidade científica a partir dos estudos longitudinais (Adell et al., 1981; Brånemark et al., 1983; Adell, 1985; Albrektsson, 1988; Adell et al., 1990) que mostraram uma casuística de pacientes desdentados reabilitados com próteses implanto-suportadas e um sucesso clínico de 89% na maxila e 96% na mandíbula. A partir de então, a osseointegração

passou a ser aplicada também na reabilitação de pacientes parcialmente desdentados (Jemt et al., 1989).

Quando indicadas, as próteses implanto-suportadas trazem benefícios em relação às próteses convencionais: maior estabilidade e retenção de próteses totais; possibilidade de substituição de prótese parcial removível e total por prótese fixa, ausência de desgaste de dentes vizinhos em reabilitações parciais; maior segurança e eficiência mastigatória, o que resulta em melhora da qualidade de vida do paciente.

No entanto, para que um implante seja utilizado como suporte de uma prótese, é necessário que ele esteja assintomático, clinicamente imóvel e radiograficamente sem imagem radiolúcida peri-implantar (Albrektsson et al., 1996), portanto, deverá estar osseointegrado.

A formação de uma interface osseointegrada é mais previsível quando há osso denso e saudável em contato com a superfície do implante no momento da instalação.

Com base em estudos, foi definido um período recomendável de edentulismo no mínimo de seis a nove meses antes da colocação de implantes em rebordos desdentados (Adell et al., 1981). Baseados nesses princípios, os pacientes esperavam de nove a 15 meses antes de receberem a reabilitação protética. Lazzara (1989) observou que implantes poderiam ser colocados imediatamente seguidos da exodontia e que resultaria em vantagens na manutenção da morfologia

tecidual. A partir daí, inúmeros autores passaram a relatar suas experiências com implantes imediatos.

A colocação de implantes imediatamente após o procedimento de exodontia visa a preservação da arquitetura óssea e gengival dos processos alveolares (Danesh-Meyer, 1994; Carlson-Mann, 1995; Cosci & Cosci, 1997; Becker et al., 2000; Schwartz-Arad & Grossman et al., 2000; Kann et al., 2001). Após uma exodontia, cerca de 40 a 60% do osso alveolar é perdido nos primeiros dois a três anos, e a partir daí, uma taxa de reabsorção de 0,5 a 1% ao ano pelo resto da vida (Christensen, 1996; Huys, 2001a e b).

As vantagens da instalação de implantes imediatos em regiões anteriores são descritas por Scarano et al. (2000): diminuição do tempo cirúrgico, preservação do volume ósseo, diminuição do tempo para reabilitação, redução dos custos do tratamento, redução na morbidade cirúrgica, ótimo resultado estético, com mais fácil definição da posição do implante. As mesmas vantagens são descritas em áreas posteriores por Wong (1996).

Os primeiros implantes osseointegráveis lançados comercialmente possuíam superfície lisa, com comprovado sucesso clínico e experimental. As superfícies modificadas, gradativamente, ganharam espaço no mercado a medida em que foram reconhecidas suas vantagens, principalmente quando utilizadas em áreas de pobre qualidade

óssea. A criação de rugosidades na superfície do implante aumenta a área de superfície em duas ou mais vezes, o que favorece o embricamento da rede de fibrina do coágulo e diminui os efeitos da contração da ferida nas fases iniciais do reparo peri-implantar.

Considerando as vantagens da utilização de implantes imediatos, a realização deste trabalho é justificada pela necessidade de avaliação histológica da interface osso-implante frente a superfícies modificadas.



## **Revisão de Literatura**

### **2 Revisão de Literatura**

## 2.1 Osseointegração

Osseointegração é definida como o contato direto, estrutural e funcional, entre osso ordenado e saudável com a superfície do implante, em nível de microscopia óptica, estável e capaz de suportar as forças mastigatórias (Brånemark et al., 1985).

Uma definição mais clínica para osseointegração é dada por Zarb & Albrektsson em 1991: “Processo pelo qual é obtida clinicamente uma fixação rígida e assintomática de materiais aloplásticos com tecido ósseo e mantida durante carga funcional”.

A presença de uma camada fibrosa entre o osso e o implante indica falha na osseointegração. Brånemark et al. (1985) demonstram através de microscopia eletrônica, que entre o titânio e o osso há uma camada de proteoglicanas e que o osso não é separado da superfície do Ti por nenhuma membrana fibrosa. A camada de proteoglicanas é parcialmente calcificada e o tecido calcificado tem sido observado em direta continuidade com a superfície do implante.

As proteoglicanas são componentes fundamentais na matriz extracelular de diversos tecidos e exercem significativo papel na adesão, proliferação e diferenciação celular. No osso, elas podem atuar como estabilizadores de certos fatores de crescimento e têm sido relacionadas com o controle da mineralização. Apesar da evidência da presença de uma rica camada de proteoglicanas na interface

osso/implante com especial participação nos eventos da osseointegração, esta hipótese ainda não é conclusiva segundo Klinger et al. (1998).

A técnica da carga mediata ou de dois tempos cirúrgicos preconiza que a osseointegração primária é a união direta do implante ao osso livre de forças. Para que isto aconteça são pré-requisitos considerados tradicionais para carga mediata: biocompatibilidade e apropriada superfície e desenho do implante, sua implantação através de técnica cirúrgica com trauma mínimo, uma precisa preparação do sítio receptor do implante, estabilidade mecânica primária do implante e período de cicatrização livre de cargas. Uma vez alcançada a osseointegração primária, a manutenção em longo prazo resultará em uma adequada distribuição de cargas, através de um apropriado desenho oclusal, de manutenção do selamento mucoso peri-implantar e do controle da higiene bucal pelo paciente (Brånemark et al., 1985).

Ducheyne & Healy (1998) afirmaram que o sucesso de qualquer tipo de implante depende de seu tamanho, propriedades de superfície, do sítio de implantação, do trauma tecidual durante a cirurgia e do movimento na interface entre o osso e o implante.

Os materiais são classificados, segundo a biocompatibilidade, como biotolerados, bioinertes e bioativos.

Os materiais biotolerados são aqueles que não são necessariamente rejeitados quando implantados em tecido vivo, mas são

rodeados por tecido conjuntivo fibroso na forma de cápsula (por exemplo, metais como ouro, liga de cromo-cobalto, aço inoxidável, zircônio, nióbio). Os bioinertes são materiais que permitem aposição de osso em sua superfície, levando a uma osteogênese de contato (por exemplo, titânio comercialmente puro, ligas de titânio). Os materiais bioativos também permitem a formação de osso em sua superfície, mas trocas iônicas com o tecido duro levam a formação de uma interface com ligações químicas com o material (hidroxiapatita, fosfato tricálcico, fluorapatita). Os materiais bioinertes e bioativos também são chamados osteocondutores, significando que eles podem atuar como arcabouço permitindo crescimento ósseo em sua superfície. Para um material ser osteoindutor, o mesmo precisa ter a proteína morfogenética 2 (RhBMP-2), que lhes confere a capacidade de induzir a formação óssea (Sykaras, et al., 2000).

O titânio é considerado o melhor metal para a fabricação dos implantes dentais (Steinemann, 1985). É reativo, e possibilita a formação espontânea de uma camada de óxido na superfície do metal. Esse óxido é um dos compostos mais resistentes de que se tem conhecimento, caracterizado por uma densa “película” que protege o metal do ataque químico, inclusive dos agressivos líquidos corporais. É um metal inerte aos tecidos, pois a camada de óxido em contato com os tecidos é praticamente insolúvel, prevenindo a liberação de íons que poderiam reagir com as moléculas orgânicas. O titânio possui boas propriedades mecânicas, com resistência muito próxima a do aço

inoxidável, usado para implantes cirúrgicos que apóiam cargas. O osso neoforma na superfície rugosa do titânio, adaptando-se a ela. O organismo reconhece somente a superfície do implante, o que determina a sua biocompatibilidade (Lautenschlager & Monaghan, 1993; Brown, 1997).

Em contato com o ar ou com fluidos tissulares, a camada de óxido começa a se formar em um nanosegundo ( $10^{-9}$  segundos). Após um milissegundo ( $10^{-6}$  segundos) a camada cresce e contaminantes do ar podem ser depositados. No tempo de um segundo a camada se equilibra e alcança a espessura de 20 a 100 Å ( $10^{-10}$  metros). A espessura do óxido depende de fatores como o tipo de máquina que manufatura a superfície metálica, a rugosidade da superfície, o tipo de resfriamento usado durante a usinagem e os tratamentos para esterilizar o material (Lemons & Dietsh-Misch, 1996).

Clinicamente o óxido de Ti é muito estável e inerte. Albrektsson & Lekholm (1989) afirmaram que a superfície de titânio perde essa passividade quando contaminada e que o óxido muda sua composição, sendo que a resposta inflamatória resulta em um tecido de granulação que leva à perda da osseointegração.

Davies (1998, 2000, 2003) acredita que os mecanismos de formação óssea são comuns aos processos de reparo de fraturas, peri-implante ou remodelação. A diferença entre remodelação óssea e reparo

ósseo é a presença de sangue extravascular. Na remodelação óssea, as células osteogênicas são derivadas de células perivasculares que atingem a superfície óssea a ser remodelada. Já numa fratura e reparo peri-implantar, a população de células osteogênicas é derivada da medula – incluindo células mesenquimais indiferenciadas, osteócitos e osteoblastos que migram para novas superfícies ósseas criadas. Neste caso, a população de células osteogênicas migra direto por um arcabouço fornecido pelo coágulo sanguíneo.

Os reparos de fratura e peri-implantar exibem muitas similaridades, embora seja um assunto muito discutido. Alguns autores dizem que a presença de um implante influencia a composição e concentração de fatores de crescimento na ferida peri-implante semelhante à ação de um bioreator. Já outros autores sugerem que a presença do implante induz a um diferente processo reparacional e até mesmo questionam a relevância do modelo de fratura para aplicar em reparo peri-implantar.

O reparo de ambos, fratura e peri-implante, é um processo complexo que envolve muitos eventos celulares e extracelulares. O reparo é influenciado por uma variedade de fatores incluindo tipo de osso (cortical ou trabecular), localização da fratura ou implante, severidade do trauma da fratura ou do sítio de implantação, grau de fixação durante o reparo, espécie e idade. Contudo o resultado considerado como sucesso, é o restabelecimento da continuidade do

tecido. Em mamíferos, a completa reconstituição óssea do estado de pré-injúria é a característica única de osso. Todos os outros tecidos, com exceção do tecido embriogênico reparam com formação de cicatriz. Por esta razão, Brighton (1984) e Walter & Talbot (1996) afirmam que a terminologia deve ser “regeneração óssea” ao invés de “reparo”. Davies (2000) considera o processo de regeneração óssea depois de fraturas e durante o reparo peri-implante como uma seqüência de estágios sobrepostos.

Atualmente, para explicar o mecanismo que integra o implante ao osso, são descritos três fenômenos: (1) hemostasia (2) formação de tecido de granulação (3) e formação óssea (Davies, 1998, 2000; Carvalho & Ponzoni, 2002).

### **2.1.1 HEMOSTASIA**

A hemorragia que acontece na loja que irá receber o implante resulta em formação de coágulo sangüíneo que dura somente poucos dias, mas ele pode persistir, se extenso, por duas semanas. O mecanismo de coagulação leva ao desenvolvimento de fibrina. Ao mesmo tempo ocorre a vasoconstrição que faz diminuir o sangramento. O coágulo condensa o tampão hemostático por meio da retração, o que reduz o tamanho do sítio da ferida. A retração é causada pelas forças tracionais e plaquetas ativadas resultando em condensação da fibrina no coágulo.

Assim, forças tracionais são geradas e podem desprender a rede de fibrina da superfície do implante. Superfícies irregulares oferecem maior embricamento da rede de fibrina do coágulo adjacente, resistindo às forças tracionais e favorecendo a aproximação celular à superfície do implante.

Davies (2000) considera os eventos da hemostasia importantes para o reparo. É mostrado que a liberação de citocinas e fatores de crescimento das plaquetas degranuladas no coágulo sanguíneo tem um efeito estimulador na regeneração de fraturas. Fatores de crescimento derivados das plaquetas (PDGF) têm mostrado serem mitogênicos para fibroblastos e células ósseas. Fatores de crescimento transformadores  $\beta$  (TGF-  $\beta$ ), presentes em trombos de fraturas, promovem formação de colágeno tipo I (Smith, 1995). Kanagaraja et al. (1996) mostraram que substratos rugosos influenciam o número e o índice de ativação de plaquetas.

Como consequência da hemostasia, a circulação sanguínea retorna a partir de vasos obliterados danificados que anastomosam-se com partes intactas de outros vasos. No osso isso ocorre através dos canais de Volkmann, que estão distribuídos de forma esparsa. O término da circulação das bordas fraturadas causa isquemia local e necrose, que é vista em secções histológicas por lacunas vazias ou células em picnose (Junqueira & Carneiro, 1999). A necrose é causada



por uma falta de oxigenação dos osteócitos, que em osso vivo não estão mais do que 0,1mm de um capilar intacto.

### **2.1.2 FORMAÇÃO DE TECIDO DE GRANULAÇÃO:**

Nesta fase há uma abundância de vasos sanguíneos, constituindo aproximadamente 60% do tecido de granulação. Seguindo à frente de macrófagos, que degradam tecido necrótico e trombo, há uma zona de fibroblastos migratórios e capilares neoformados (borda em escova) seguido por um zona de capilares funcionais entrelaçados e fibroblastos ativos secretantes. A seqüência destas três zonas mostra a separação espacial de três fenômenos: destruição, angiogênese e síntese de matriz inicial.

Como os macrófagos são atraídos para o centro da ferida (fratura ou implante), o desenvolvimento vascular age como drenagem de metabólitos e produtos de degradação. A demanda de oxigênio excede o suprimento no coágulo, resultando em um meio de hipóxia. Metabolismo anaeróbico resulta em aumento da concentração de lactato. Além disso, a destruição do tecido necrótico pelos macrófagos leva a uma liberação de ambos ácidos mucopolissacarídeos e enzimas lisossômicas de células que estão sendo degradadas. Isto, junto com alta concentração de lactato (ácido), baixam o pH. A diminuição da concentração de oxigênio torna o

centro da ferida provido de sinais quimiotáticos para células endoteliais e mesenquimais.

A angiogênese inicia por veias pós-capilares, onde células endoteliais degradam a membrana basal subendotelial, proliferam e migram para formar leitos capilares do tipo botões ou brotos. Apesar desses capilares neoformados migrarem através do gradiente quimiotático rumo ao centro da ferida, há também vários contatos de extremidades entre si e extremidade a vaso para conseguir anastomose capilar.

Finalmente, células fibroblásticas secretam matriz reticular para promover suporte mecânico para emergência do sistema vascular.

### **2.1.3 FORMAÇÃO ÓSSEA**

Claramente, a formação de osso requer, não somente o recrutamento e/ou migração de uma população de células osteogênicas, mas também de sua diferenciação em células maduras e secretoras (Davies, 1998, 2000).

Nos casos de reparo peri-implantar, a potencial população osteogênica migrará por meio da rede de fibrina e alcançará a superfície do implante no interior da área a ser reparada. Neste caso, as células que alcançam a superfície do implante, secretarão matriz óssea. Aquelas células que se diferenciaram, antes de alcançar a superfície do implante,

secretarão matriz e como resultado, não migrarão até o implante. Deste modo, a osteocondução resultará em uma espícula óssea avançando em direção ao implante numa velocidade de 73 a 85 $\mu$ m/dia. Os osteoblastos diferenciados são (1) translocados como resultado da secreção de matriz ou (2) considerados osteócitos (aprisionados na matriz que eles produziram). A translocação de osteoblastos (polarizados e ativos) com concomitante produção de matriz é chamada de aposição óssea que é distinta de osteocondução (a aposição deposita matriz sobre o osso e osteocondução é caracterizada pela migração de células osteogênicas migratórias em direção ao biomaterial).

Portanto, a formação óssea durante o reparo peri-implantar e remodelação compreende dois distintos fenômenos: osteocondução e aposição óssea. No entanto, é interessante entender que durante a migração celular que acontece na osteocondução, existe a contração da ferida. E conforme o tipo de superfície e sua topografia, a formação óssea peri-implantar acontece por um mecanismo de osseointegração chamado formação óssea “de novo”.

### **2.1.3.1 Osteocondução**

O tecido ósseo neoformado ou primário invade o local de reparo “crescendo” ou se “espalhando” sobre uma superfície. Entretanto, a matriz óssea não apresenta capacidade para crescer ou se espalhar (Davies, 1998, 2000). Uma vez formada, a matriz não se move com relação aos tecidos adjacentes. O que invade a área a ser reparada é a população de células osteogênicas migratórias. Uma vez iniciada a formação de matriz óssea, as células param de migrar. Na ausência de implante, há o aparecimento de espículas ósseas que são cercadas por uma camada de osteoblastos. Estas células produzem matriz óssea, mas são diferentes das células osteogênicas migratórias. As células migratórias são conduzidas ao longo da matriz extracelular ou superfície de um implante, que se diferenciam em células osteogênicas que compreendem a vanguarda das células no avanço do crescimento das espículas ósseas.

Assim a formação óssea é precedida da migração e recrutamento de células osteogênicas. Por esta razão, usa-se a atividade primária biológica como uma referência para definir osteocondução.

Osteocondução ao longo de uma superfície de implante pode somente ocorrer quando a vanguarda de células migratórias alcança a superfície do implante. A matriz óssea é depositada sobre a superfície do implante, orientando a formação óssea entre a espícula formada e o osso na superfície do implante.

Esta ênfase sobre migração celular como mecanismo crítico na osteocondução tem dois motivos. Primeiro, a migração celular durante o reparo da ferida está associada ao fenômeno de contração da ferida (e tem implicação com a retenção do coágulo à superfície do implante). Segundo, as células que migram não são osteoblastos, mas células com potencial osteogênico. Assim, a osteocondução sempre precede o fenômeno do “de novo” formação óssea por tais células.

#### **2.1.3.2 Contração da ferida**

No processo de consolidação da interface que está se formando, a contração da ferida é de grande importância. Segundo Davies (1998, 2000), este processo está envolvido com a aceleração do reparo porque diminui o tamanho da ferida. Enquanto que esse processo é bem reconhecido em feridas de pele; não se tem dado atenção no reparo endósseo peri-implantar. Todos ingredientes necessários para contração tecidual estão presentes em sítios peri-implantares. De fato, é razoável admitir que células com potencial osteogênico mostrem tração na matriz extracelular semelhante ao que ocorre com populações fibroblásticas durante reparo dérmico. Migração celular envolve o exercício de tração ao redor da matriz que suporta o processo locomotor.

A geração de força contrátil dentro da matriz extracelular pode ser explicada por uma contínua aposição e forças das células

migratórias que estão andando para matriz extracelular por contatos adesivos. A força de tração exercida por fibroblastos migratórios causa reorganização local e deformação de matriz fibrosa extracelular e, como um fenômeno macroscópico, pode causar encolhimento de gel de colágeno, gel de fibrina ou contração da ferida. Embora pareçam juntas, a tração celular e a migração são fenômenos distintos, porque células móveis marcadas como macrófagos ou leucócitos polimorfonucleares exercem tração insignificante enquanto os fibroblastos são menos móveis, ou plaquetas sésses exercem forças muito fortes de tração.

No reparo de peri-implante endósseo, a contração do tecido de granulação e a retração da fibrina do coágulo são, ambos, afastadores para superfície do implante e podem resultar em desligamento da matriz de fibrina ou tecido de reparo do implante. É aceitável que em caminho semelhante células osteogênicas em diferenciação possam gerar forças tracionais quando migram na rede de fibrina. Hialurona e fibrina formam uma rede tridimensional que promove um arcabouço para cascata das atividades do reparo. Forças de contração excessivas devem ser prejudiciais para a qualidade da interface do implante no qual a rede de fibrina está ancorada.

Se a força contrátil é maior que a força adesiva, o desligamento do coágulo pode ocorrer. Cada descontinuidade entre o implante e o tecido de reparo ao redor pode comprometer o processo de reparo e esta retenção do coágulo pela superfície do implante é

considerada um pré-requisito essencial para migração de células osteogênicas para superfície.

As características de superfície de um biomaterial são determinadas pelos seus aspectos físicos, químicos e topográficos. Davies (1998, 2000) relata que embora alguns autores não encontrem diferenças significantes da influência topográfica na reação óssea, vários autores têm demonstrado que a topografia tem efeito importante na osseointegração.

Assim, a capacidade osteocondutiva da superfície pode ser governada pela habilidade de retenção da rede de fibrina do coágulo e a resistência a forças retrativas geradas pela atividade migratória de diferentes células osteogênicas que são requeridas para osteocondução.

### **2.1.3.3 Crescimento aposicional**

Embora as células osteogênicas migratórias em diferenciação não sejam polarizadas, elas se tornam sésseis após a polarização. O início do crescimento aposicional é marcado pela polarização celular e a transição de atividade migratória para secretória. Como a produção e secreção proteica foi iniciada, o núcleo inicia a movimentação para o lado apical da célula, visto que, o ergastoplasma (gel intracelular) se agrupa no lado basal celular. Assim, a polarização celular ocorre após o início da formação óssea.

A aposição óssea é governada pela secreção de matriz óssea colagenosa pelos osteoblastos polarizados. Como resultado do acúmulo de matriz no seu lado basal, as células passivamente movimentam-se para direção apical. Esgotada a população de células secretoras ocorre, como resultado, o aprisionamento destas células na matriz (osteócitos). A secreção de matriz óssea, entretanto, é restrita a uma camada de células secretórias sobre uma camada de osso já existente.

#### **2.1.3.4 Formação óssea “de novo”**

O termo formação óssea “de novo” deve ser usado para descrever uma cascata de eventos biológicos que ocorrem durante a iniciação da formação óssea por uma nova população de células osteogênicas em diferenciação. Justifica-se o uso deste termo se houver diferença entre o início da deposição da matriz na superfície do implante e a continuação da produção de matriz que fica marcada por uma “linha de cimento”.

A remodelação óssea é de grande importância no que diz respeito à formação da interface e a estabilidade em longo prazo de um implante, já que a cortical óssea sofre necrose como resultado de um trauma ao tecido. Segundo Davies (1998, 2000) há dois importantes pontos que devem ser observados: (1) durante a fase de reparo peri-



implantar, quando, somente através da remodelação, os osteons que se encontravam em contato com implante, em grande parte necrosados, dão espaço para nova formação óssea em sítios específicos da superfície do implante.; (2) a remodelação trabecular deve ocorrer como requisito para estabilidade em longo prazo do implante.

O osso é um tecido dinâmico. Aproximadamente 0,7% do esqueleto humano é reabsorvido diariamente e substituído por osso novo e saudável (Marx & Garg, 2000). A manutenção em longo prazo de um implante requer contínua remodelação da interface osso-implante. Segundo Minkin & Marinho (1999) a manutenção de um implante envolve relativamente elevados índices de contínua atividade remodeladora. A atividade constante renova a interface pela substituição de osso velho e focos de dano por fadiga enquanto mantém a integridade estrutural do implante integrado.

A célula diretamente envolvida nesse processo é o osteoclasto. É uma célula altamente móvel e pode migrar ao longo das superfícies ósseas, se localizar em áreas a serem reabsorvidas, se aderir e estabelecer uma zona de selamento que define a área a ser reabsorvida. Passam então a secretar enzimas hidrolíticas que dissolvem o tecido ósseo formando lacunas de reabsorção. Na interface osso-implante, inicialmente o osteoclasto tem função de limpar a superfície óssea permitindo a deposição de tecido ósseo pelos osteoblastos. Como resposta tardia, o osteoclasto assume atividade remodeladora.

Fases de remodelação ao redor de implantes de titânio foram estudadas por Chappard et al. (1999). Foi avaliada, em ovelhas, a qualidade da matriz óssea em implantes comercialmente puros aos três e seis meses de implantação sem carga. Aos três meses houve predominância de osso primário ao redor dos implantes. Aos seis meses houve drástica redução de osso primário substituído por osso lamelar.

Estrutura óssea pode ser modificada por stress funcional aplicado ao implante. Durante função oclusal, a mandíbula absorve a força aplicada pelos músculos da mastigação e cargas transmitidas por dentes naturais ou estruturas suportadas por implantes osseointegrados. Imagens radiográficas tem evidenciado o aumento da densidade óssea ao redor dos implantes sob carga. O aumento de densidade é considerado resposta fisiológica do osso ao stress funcional. Contudo, poucos autores têm reportado proliferação óssea abaixo de pânticos. Nakai et al., 2000 observaram proliferação óssea mandibular após a colocação de implantes. Associaram essa proliferação em pacientes com alta porcentagem de tórus mandibular ou exostose bucal. Biópsia mostrou que o osso tinha características de osso lamelar hiperplásico. O autor atribui a proliferação a stress funcional no osso durante oclusão (fatores locais) associado a fatores genéticos.

A transmissão de cargas ao osso através dos implantes osseointegrados pode gerar modificações na arquitetura óssea como resultado de remodelação. Murphy (1995) relata que a perda de altura

adjacente aos implantes de aproximadamente 1,2mm no final do primeiro ano e 0,2mm anualmente é comparada à perda com uso de próteses convencionais; que é de 4mm no final do primeiro ano e 0,4mm nos anos seguintes. Isso sugere que a atrofia mandibular pode ser prevenida com a implantação.

Segundo Albrektsson et al. (2000), o aspecto radiográfico de osseointegração, ou seja, o contato direto do tecido ósseo com o implante, não é o suficiente para demonstrar que um implante está osseointegrado. Isso porque um implante pode parecer estar rodeado por tecido ósseo e, na realidade, estar envolto por tecido mole. O nível máximo de resolução da radiografia é 10 vezes o tamanho da célula de tecido mole. Já, a radiolucência peri-implantar significa um critério de falha clínica.

A topografia de superfície pode produzir orientação e guia de locomoção para tipos específicos de células, e é capaz de afetar diretamente a forma e a função celular (Sykaras et al., 2000).

Os tratamentos em Implantodontia são criticamente dependentes dos desenhos de superfície que otimizam a resposta biológica durante cada um dos distintos mecanismos de integração (Davies, 1998).

Pilliar (1998) relata que as superfícies mais comuns encontradas nos implantes são a superfície usinada, jateada, tratada quimicamente e plasma-spray (superfície de adição). Uma forma de obter

superfícies irregulares é o jateamento da superfície com partículas de óxido de alumínio, vidro, ou óxido de titânio. Essas partículas formam depressões e saliências que variam de tamanho e forma dependendo das condições em que são lançadas.

Alguns tratamentos químicos podem ser usados para promover superfícies irregulares e aumentar a área superficial do implante. Para resultar em superfícies quimicamente tratadas de forma controlada, são usadas soluções ácidas, formando pequenas depressões e saliências mais ou menos regulares sobre a superfície do implante. Isso aumenta a área de superfície em duas vezes ou mais.

Xavier et al. (2003) avaliaram a biocompatibilidade do titânio com diferentes tratamentos de superfície utilizando cultura de osteoblastos. As superfícies dos discos de titânio comercialmente puro foram preparadas por meio de usinagem, banho ácido ( $\text{HNO}_3$ ), jateamento com óxido de alumínio e jateamento com óxido de alumínio seguido de banho ácido. As superfícies foram avaliadas quanto a rugosidade e a topografia. Não houve diferença nas superfícies quanto a rugosidade. A adesão celular não foi afetada pelos tratamentos de superfície. A formação de matriz mineralizada após 21 dias de cultura foi menor nas superfícies jateada e na superfície tratada por associação de jateamento e ataque ácido; nas quais foi detectada a presença de alumínio. Os autores sugerem que estes tratamentos de superfície com

jateamento ou a combinação de jateamento e ataque ácido interferem negativamente com a biocompatibilidade do Ti.

Embacher Filho (2003) relatou a instalação de trezentos implantes do Sistema Colosso (superfície jateada com óxido de alumínio e passivada por ácido nítrico) pela técnica de dois tempos cirúrgicos. Cento e quarenta e quatro foram instalados em pacientes do sexo masculino e 156 em pacientes do sexo feminino com idades variando de 19 a 83 anos. Cento e setenta implantes haviam sido instalados na maxila e 130 na mandíbula. Após um período que variou de três a seis meses, os implantes foram expostos. Destes, 98,33% apresentavam imobilidade clínica e ausência de sintomatologia, sinal e sintoma compatíveis com osseointegração primária.

Albrektsson et al. (1996) mostraram a porcentagem de contato ósseo em implantes de titânio comercialmente puro de superfície usinada. Foram refinados 25 implantes de 15 pacientes e a área de contato ósseo analisada microscopicamente. Foram selecionadas seis roscas e o contato ósseo observado foi de 80% a 85%.

Carvalho et al. (1994) avaliaram, por meio de estudo macroscópico e histológico, o implante dos sistema T.F. (Tissue Functional) recoberto com plama-spray. O estudo foi realizado em cães em duas fases cirúrgicas, uma de exodontia e, após 120 dias, a outra de instalação dos implantes. Os autores concluíram que o material testado apresentou tecido ósseo maduro em contato com o implante.

Em 1997, Carvalho et al. avaliaram a formação de interface osseointegrada em cães após a utilização de implantes de pequeno diâmetro do sistema T.F. Foram realizadas análises clínica e histológica de peças não desmineralizadas. Os autores concluíram que há formação de interface osseointegrada e em algumas áreas a interposição de tecido conjuntivo fibroso que, no entanto, não prejudicou a avaliação clínica que comprovou o sucesso do implante.

A formação de uma camada de cimento ao redor de um implante de titânio foi descrita por Guarnieri et al. (2002). Os autores avaliaram histologicamente as características do tecido presente entre um implante de titânio e uma raiz retida que foi extraída como resultado de uma peri-implantite. O exame histológico revelou uma camada contínua de cimento e numerosos cementócitos na superfície do implante. Não foram encontrados vasos sanguíneos e fibras colágenas. Os autores sugeriram que a deposição de cimento pode ter ocorrido em função de inflamação do periodonto; e alertam para os riscos na manutenção de raízes retidas e a instalação de implantes sobre elas. Elas podem conter bactérias no canal radicular ou no periodonto que podem comprometer a osseointegração.

Em relação a diferentes faixas etárias, Bryant & Zarb (1998) mostraram que não há diferenças na osseointegração desde que problemas sistêmicos sejam compensados de acordo com cada situação para o sucesso de procedimentos cirúrgicos.

Com respeito ao trauma térmico local, o calor, ao agir sobre um tecido provoca desnaturação de proteínas. Lehninger (1991) definiu proteína desnaturada como sendo aquela que perde sua conformação nativa pela exposição a um agente desestabilizador como o calor. Com a desnaturação, a proteína quase sempre perde sua atividade biológica característica. Cada tecido possui proteínas específicas e em comum com outros tecidos; que possuem pontos de desnaturação característicos. Com isso, o ponto em que o tecido é danificado varia de acordo com sua constituição proteica, sendo que o dano pode ser reversível quando a injúria não for suficiente para provocar morte celular ou irreversível, quando o dano provocar a morte da célula do tecido.

Durante a fresagem óssea para colocação de implantes, é gerada uma quantidade de energia que produz calor, sendo este transmitido ao tecido, e absorvido de acordo com a condutividade deste tecido (Tehemar, 1999). As áreas mais próximas da fonte de calor são obviamente as mais prejudicadas, mas é importante saber até onde este dano se estende, pois isso irá ditar a resposta da reparação frente a um implante. Caso o dano seja muito severo, a capacidade reparadora do osso será prejudicada, ocorrendo uma proliferação mais intensa de fibroblastos do que osteoblastos. Este fenômeno é tempo dependente; se o organismo levar muito tempo para reabsorver o osso inviável, a proliferação fibroblástica, que é mais rápida, produzirá uma interface fibrosa entre osso e implante, entretanto, se o dano for pequeno, de tal

forma que permita uma rápida eliminação do tecido inviável, os osteoblastos conseguem povoar a região e produzir uma interface osseointegrada.

Quando um estímulo age sobre o osso podem ser observadas duas respostas distintas: se sua intensidade estiver dentro de limites fisiológicos ocorrerá o reparo e remodelação do osso; se sua intensidade estiver acima, os tecidos serão lesados, uma resposta inflamatória se instalará e o dano será proporcional a intensidade do trauma.

Carvalho et al. (1994) avaliaram, através de estudo histológico em coelhos, a ação da irrigação externa na utilização das brocas do Sistema T. F. (Tissue Functional) de implantes. Os autores concluíram que a irrigação externa evita a osteonecrose, promovendo superfície mais regular e isenta de esquírolas.

Pinelli et al. (1999 a,b) avaliaram comparativamente em cães, em nível histomorfométrico, os efeitos imediatos e tardios da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem. O tempo de fresagem foi considerado normal quando realizado em 20 segundos e alterado em 60 a 82 segundos. Os autores concluíram que a irrigação externa é um fator que diminui a alteração óssea independentemente do tempo de fresagem. Observaram áreas de alteração óssea em todos os grupos, independente do tempo de fresagem, associando-se ou não irrigação externa. A neoformação óssea



foi maior no grupo em que se associou o menor tempo de fresagem com irrigação externa.

Falhas nos implantes osseointegrados podem ocorrer por motivos biológicos ou mecânicos. Alguns sinais, como fratura do componente protético, sangramento gengival, presença de exudato purulento, perda óssea angular; podem ser observados como indicadores de insucesso. Raramente são relatados quadros dolorosos (Askary et al., 1999). Alguns fatores relacionados ao hospedeiro podem estar associados à perda dos implantes. A osteoporose pode desenvolver arquitetura óssea anormal e se constitui uma contra-indicação relativa. Pacientes diabéticos não-compensados são mais propensos ao desenvolvimento de quadros de infecção. Pacientes fumantes possuem reduzida vascularização óssea. Hábitos parafuncionais podem gerar stress na prótese e transmitir ao implante que transmite ao tecido ósseo. Má higiene bucal com retenção de placa, assim como focos de doença periodontal devem ser eliminados antes da terapia iniciar. Fatores cirúrgicos devem ser observados para que as falhas possam ser evitadas. Segundo Askary et al.(1999) a angulação e o posicionamento correto dos implantes evitam reabsorções posteriores. Além disso, um implante deve ser instalado a uma distância de no mínimo 3 mm de um dente natural. Em osso do tipo III e IV a mesma distância deve ser mantida entre implantes. Em osso do tipo I deve haver no mínimo 5mm de distância entre implantes. Essas distâncias devem ser observadas a fim que o

tecido ósseo tenha condições de criar a superfície osseointegrada e mantê-la. Ainda são considerados fatores de risco cirúrgicos a colocação de implantes imediatos em áreas infectadas previamente ou com presença de lesões patológicas, a contaminação bacteriana durante a cirurgia e a alteração da superfície do implante.

Goodacre et al. (1999) fizeram uma revisão a fim de verificar as causas das complicações dos implantes osseointegrados e identificar alguns fatores de risco. Observaram que falhas nos implantes são mais comuns em overdenture, implantes maxilares, implantes de pequeno comprimento (7- 10mm), osso de pobre qualidade (osso tipo IV) e após o primeiro ano de instalação.

Noack et al. (1999) publicaram resultados de 16 anos de implantação com diferentes sistemas de implantes. Foram colocados 1.964 implantes em 883 pacientes. O índice de perda foi de 1,9% antes da colocação de prótese, e 4,3% após esta fase. Os índices mais baixos de perdas ocorreram em reabilitações unitárias e com sistemas mais recentes (IMZ, Frialit-2 e Brånemark). Fatores como acúmulo de placa, tempo de colocação, localização dos implantes e extensas reabsorções ósseas peri-implantares têm influência direta na sobrevida dos implantes. Os índices mais altos de falhas foram encontrados com sistemas mais antigos, o Frialit-1 e lâminas de Linkow.

A influência da ancoragem bicortical ou monocortical em implantes maxilares foi publicada, em estudo retrospectivo de 15 anos, por Ivanoff et al. (2000). Foram avaliados 207 implantes Bränemark (110 monocorticais e 97 bicorticais). Os implantes ancorados bicorticalmente apresentaram 4 vezes mais falhas do que implantes monocorticais, embora não fossem observadas diferenças entre perda óssea marginal entre os dois grupos. A sobrevida dos implantes foi de 89%. Os autores deixam claro que é difícil concluir que as falhas ocorreram por causa da ancoragem. Fatores como tabagismo, oclusão de dente antagonista, comprimento de cantilever, e parafunção; condições que influenciam a sobrevida dos implantes; não foram avaliadas neste estudo.

Albrektsson et al. (1986) estabeleceram como os fatores dos quais depende o sucesso dos implantes: biocompatibilidade do material do implante, aspectos macroscópicos e microscópicos da superfície do implante, qualidade óssea do sítio a ser implantada, técnica cirúrgica, fase de reparo sem perturbações, desenho protético adequado. Os mesmos autores propõem critérios para se avaliar o sucesso dos implantes: imobilidade quando testado clinicamente, ausência de radiolucidez peri-implantar, perda óssea vertical menor que 0,2 mm anualmente após o primeiro ano de implantação, ausência de sinais e sintomas e um índice de sucesso de 85% ao final de 5 anos e 80% ao final de 10 anos.

## 2.2 Implantes imediatos

Barzilay et al. (1991) realizaram uma análise clínica e histológica de um implante Nobelpharma de 10mm de comprimento instalado em alvéolo de incisivo central imediatamente após exodontia de macaco. Após seis meses o implante foi submetido à carga funcional. A análise histológica mostrou que 58,2% da superfície do implante imediato estava em contato com tecido ósseo, 24,7% em contato com espaços medulares e 17,1% estava em contato com tecido fibroso. Os autores concluíram que a osseointegração é possível de ocorrer em implantes imediatos.

Parr et al. (1993) estudaram histologicamente e histomorfometricamente o osso formado ao redor de implantes imediatos de titânio puro em cães. Os implantes foram instalados na região de pré-molares da maxila e mandíbula. Foi obtida uma media de 60,3% de osseointegração para os implantes mandibulares e 46,3% para os implantes maxilares. Os autores concluem que osseointegração pode ser obtida na superfície de implantes instalados imediatamente após exodontia e que os implantes maxilares tiveram menos aposição óssea em relação aos implantes mandibulares, demonstrando que a capacidade de haver uma boa aposição óssea depende da área de implantação.

Barzilay et al. (1996) avaliaram implantes imediatos com implantes colocados após reparo alveolar (controle) em diferentes áreas

da maxila e da mandíbula de macacos. Os autores usaram secções desmineralizadas e não desmineralizadas para análise dos espécimes obtidos. Os resultados indicaram que não houve diferenças histológicas entre os grupo dos implantes imediatos e mediatos. As diferentes regiões anatômicas não determinaram diferenças quantitativas na formação óssea. A única diferença significativa observada pelos autores foi a maior quantidade de espaços medulares nos implantes imediatos em relação aos sítios onde os implantes foram instalados após período de reparo. Em relação à análise histológica de cortes descalcificados e não descalcificados, os autores concluem que, como as diferenças na quantidade de formação óssea não foram significantes, é perfeitamente confiável a análise quantitativa histológica em peças desmineralizadas.

Wilson Jr. et al. (1998) realizaram biópsia de 5 implantes cobertos por plasma-spray de titânio em humanos, 6 meses após instalação. Quatro implantes foram colocados imediatamente após exodontia e um implante foi instalado em área com reparo alveolar completo. Foram realizadas análise histológica e histométrica das peças e encontrados índices variados de osseointegração. O implante controle (região de molar superior) apresentou 72% de área osseointegrada, enquanto que dois implantes imediatos em regiões de caninos mandibulares com defeito horizontal de 1,5mm sem o uso de membrana apresentaram 50% de osseointegração; e 2 implantes na região molares inferiores, onde foi usada membrana porque tinham um defeito ósseo

horizontal de 4mm, obtiveram 17% de osseointegração. Os autores concluem que a osseointegração pode ser obtida em sítios de extração imediata em humanos com implantes com superfície de plasma-spray de titânio; e que o componente horizontal do defeito peri-implantar foi o fator mais crítico na quantidade final do contato osso-implante.

Diferentes superfícies de implante (superfícies de hidroxiapatita e plasma-spray de titânio) foram testadas em cães usando a técnica de implantes imediatos por Karabuda et al. (1999). Os implantes foram instalados em áreas de exodontia de pré-molares mandibulares e mantidos por 8 semanas. Análise histomorfométrica de cortes não descalcificados foi realizada e os autores observaram uma porcentagem maior de osso em contato com implantes com superfície de hidroxiapatita. Porém, foram encontradas evidências de reabsorção da superfície de hidroxiapatita. Os autores sugerem estudos em longo prazo da estabilidade de implantes com essa superfície.

Paolantonio et al. (2001) avaliaram implantes imediatos, em humanos, clinicamente e histologicamente. Os implantes do grupo controle foram colocados em sítios reparados e os implantes testados foram colocados em alvéolos imediatamente após a exodontia sem a utilização de enxertos e/ou membranas. Os implantes permaneceram sem carga por seis meses. Após esse período os pacientes foram submetidos à segunda cirurgia e os sítios foram trefinados para obtenção das peças. De acordo com os parâmetros clínicos e radiográficos do estudo, não

foram observadas diferenças significantes entre os dois grupos. Não houve diferença estatisticamente significante no contato ósseo, observado nos cortes não descalcificados. A média de contato ósseo observado no implantes localizados na mandíbula foi de 70,6% para o grupo controle, e 67,9% para o grupo da implantação imediata. O estudo mostrou que quando implantes imediatos são colocados sem o uso de barreiras ou materiais de enxerto, com gaps de alvéolos de extração não maiores do que 2mm, o índice de osseointegração não difere dos implantes colocados em osso após reparo alveolar.

Novaes Júnior et al. (1998) realizaram um estudo experimental em cães para avaliar o efeito de sítios infectados cronicamente na colocação de implantes imediatos. Para isso, foram induzidas lesões periapicais em pré-molares de cães. Foram instalados implantes IMZ e após 12 semanas os animais foram sacrificados. As peças foram analisadas histometricamente através de cortes não descalcificados. Os autores obtiveram diferenças não estatisticamente significantes entre os grupos testados. Concluíram que sítios infectados cronicamente não constituem uma contra-indicação para implantes imediatos, se tomados os devidos cuidados trans e pós-operatórios.

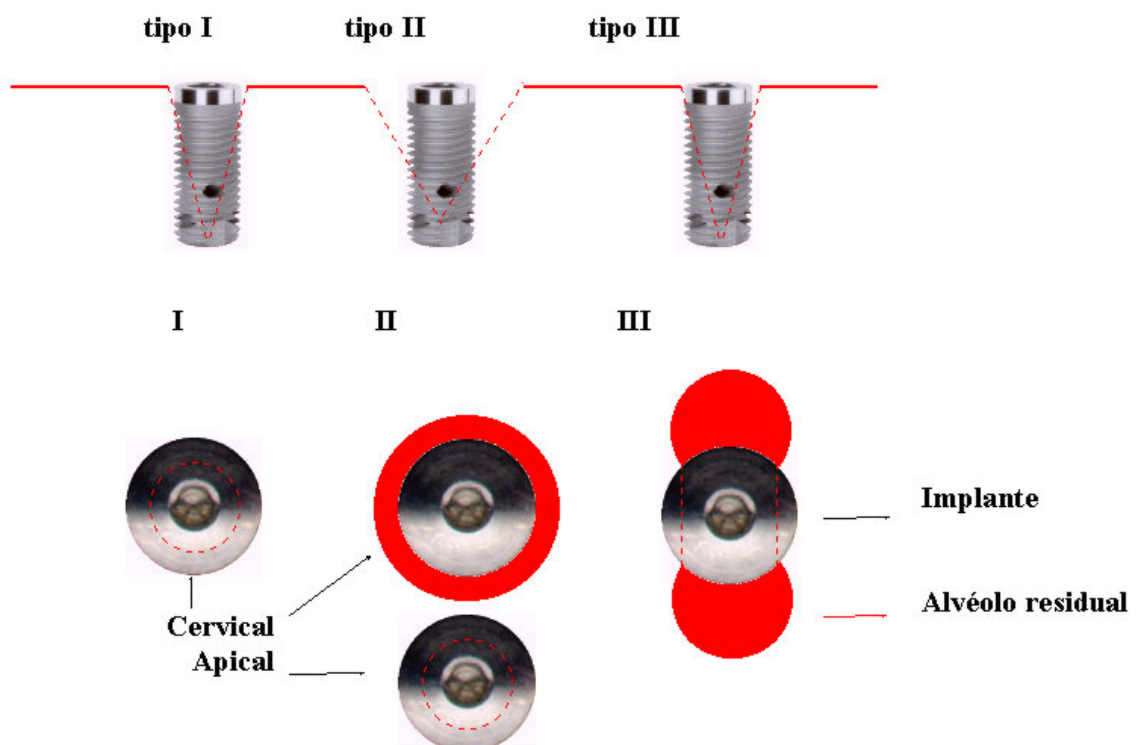
Em humanos, o diâmetro da porção coronal do alvéolo é mais largo que o diâmetro do implante, assim, a superfície do implante imediato pode estar parcialmente em contato com osso. Os modelos animais, como cães e macacos dificilmente reproduzem as condições

locais encontradas na colocação de implantes imediatos em humanos (Nociti Júnior et al., 2000).

Barzilay (1993), classificou as interfaces dos implantes imediatos em tipo I, II e III. A interface tipo I é a situação ideal, pois o implante apresenta-se com osso em íntimo contato em toda sua superfície. Isto ocorre quando o alvéolo tem diâmetro menor que o implante colocado.

A interface tipo II se apresenta quando, devido à anatomia dos alvéolos imediatamente após a exodontia, um espaço entre o alvéolo e o implante poderá existir. Na interface tipo II um espaço está presente na porção cervical do implante, enquanto que, na região apical, o implante encontra-se intimamente em contato com o osso alveolar preparado.

Na interface tipo III, existe espaço presente em toda margem lateral do implante (Barzilay, 1993).





Huys (2001) relata que a combinação de implantes com enxertos ainda é necessária para preencher o espaço que fica entre o implante e o osso alveolar, pois a maioria dos implantes foi desenhada para ser colocado em processos alveolares cicatrizados. A colocação de um substituto ósseo proporcionaria um alargamento do osso no sentido vestibulo-lingual, em volta do pescoço do implante, onde há acúmulo de forças e inibiria a penetração do tecido mole, que pode levar a perda do implante.

Becker et al. (1994) publicaram resultados clínicos do uso de membrana de politetrafluoretileno expandido (e-PTFE) para regeneração óssea guiada ao redor de implantes imediatos. O tempo de acompanhamento foi no mínimo de um ano após carga. Os autores observaram que os implantes colocados imediatamente em alvéolos de exodontia associados ao uso de membrana tiveram aumentos substanciais de formação óssea adjacente aos implantes. Os melhores resultados foram obtidos quando as membranas não sofriam exposição e assim permaneciam até o segundo estágio cirúrgico.

Schwartz-Arad & Chaushu (1997 a, b, 1998) relatam que o uso de membrana não significa necessariamente melhores resultados. Pelo contrário, exposição de membranas pode levar a complicações. Os mesmos autores relatam que é possível a obtenção de boas quantidades de osseointegração em implantes imediatos, o que era discutível no passado.

A colocação de implantes imediatos em áreas comprometidas periodontalmente foi simulada por Schliephake & Kracht (1997) que avaliaram o aumento ósseo vertical de rebordo usando uma membrana polilática. Análises histológica e morfométrica foram realizadas aos 3 e 5 meses pós-operatórios mostrando que não houve diferenças significantes nos grupos tratados com membrana. Foram observados rápida reabsorção da membrana e muitos casos de deiscência. Os autores concluem que o uso de membrana não foi eficiente na regeneração óssea guiada em defeitos ósseos verticais.

Palma (1998) estudou a colocação de um implante de titânio em alvéolos imediatamente após a extração de pré-molares inferiores. Dezesesseis implantes (9x4mm) foram colocados em alvéolos preparados imediatamente após a exodontia em oito cães. Oito implantes foram recobertos com membrana reabsorvível e a outra metade não recebeu membrana. Um espaço esteve presente nas margens laterais de todos os implantes. Este espaço foi preenchido por coágulo e sutura oclusiva foi conseguida em todos os animais. Os animais foram sacrificados nos períodos de 40, 60, 90 e 120 dias após a implantação. Avaliações histológicas dos dois grupos mostraram que houve áreas de osseointegração. O autor conclui que o implante deve ficar o máximo em contato com o osso alveolar e que a membrana reabsorvível não promoveu a regeneração óssea guiada; ao contrário, o uso de membranas pode levar a diversas complicações.

Os efeitos da regeneração óssea guiada em implantes imediatos foram estudados por Kohal et al. (1998) em cães. Foram usados sítios de pré-molares inferiores extraídos bilateralmente. Os defeitos foram preenchidos por: (1) osso bovino desmineralizado congelado com membrana, (2) hidroxiapatita absorvível com membrana e (3) membrana somente. Após 6 meses foi realizado teste de torque nos implantes de 4 animais. Em dois cães foi realizada análise histométrica da interface dos implantes. Os autores concluíram que o tipo de material usado nos defeitos ósseos não influenciou os valores de torque, mas que a exposição precoce da membrana e remoção influenciaram negativamente as medidas de torque. A combinação de membrana com substitutos ósseos aumentou o contato osso-implante.

Em um trabalho desenvolvido por Akimoto et al. (1999), alvéolos foram simulados em mandíbulas de cães com diferentes larguras na região cervical. As osteotomias simularam gaps de 0,5 a 1,4mm de largura. Os implantes foram instalados e permaneceram no interior do osso para reparo durante 12 semanas. A análise histométrica mostrou que quanto maior a largura do gap, menos tecido ósseo em contato foi observado, em níveis significantes. Os autores concluem que íntimo contato ósseo entre o osso e o implante inicialmente parece ser um importante fator na obtenção de máximo contato ósseo no reparo.

Alliot et al. (1999) usaram regeneração óssea guiada com hidroxiapatita e membrana de colágeno em implantes imediatos

instalados em cães e mantidos por 4 meses pós-operatórios. Nos sítios cobertos por membrana somente ou por membrana associada a hidroxiapatita, o número de roscas do implante osseointegrados foi estatisticamente maior que sítios tratados somente com hidroxiapatita.

Estudos têm mostrado alta percentagem de osso em contato com implantes imediatos. O maior problema desses implantes é a adaptação do osso alveolar na porção cervical do implante. Este espaço é preenchido por tecido mole, criando problemas para osseointegração do implante. Geralmente são necessárias técnicas osteopromotoras. O uso de membranas tem sido muito discutido, pois são relatadas muitas complicações por exposição prematura (principalmente as não-absorvíveis). Scarano et al. (2000) investigaram as reações teciduais ao redor de implantes de titânio (superfície de plasma-spray Ti) com osso autógeno particulado sem o uso de membranas, em implantes imediatos, em macacos. Os implantes permaneceram por dois meses e então foram submetidos à carga. Após seis meses de carga, a percentagem de contato osso-implante era de 65-70%. Os autores não observaram perda óssea no período de carga. Concluíram que enxertos autógenos particulados em sítios de implante imediato sem o uso de membrana são uma boa opção para evitar o crescimento de tecido mole nessa região.

Pelo fato de que, na maioria dos casos em que são instalados implantes cilíndricos, resta um espaço vazio entre o mesmo e a parede óssea alveolar, Coatoam & Mariotti (2000) sugerem a utilização de

implantes com formatos mais semelhantes à anatomia dental nessas regiões. Este detalhe pode diminuir ou fechar completamente estes espaços evitando a necessidade de substitutos ósseos.

## **Proposição**

### **3 Proposição**

É propósito deste trabalho, avaliar qualitativa e quantitativamente a interface entre o osso e os implantes de titânio, jateados por  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , em cães.

## **Material e Método**

#### 4 Material e Método

Para o estudo, foram utilizados quatro cães sem raça definida, machos, adultos jovens, de peso aproximado de 15 quilogramas. Os implantes foram instalados na mandíbula, em região de terceiros e quartos pré-molares inferiores, bilateralmente (Figura 1). Todos os animais foram submetidos a um controle sanitário antes dos procedimentos experimentais.



**FIGURA 1** – Terceiro e quarto pré-molares mandibulares.

## 4.1 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO

### Anestesia

Para o procedimento cirúrgico, os animais receberam doses do pré-anestésico Cloridrato de Cetamina na dosagem de 5mg/kg (Vetaset<sup>®</sup> – Fort Dodge) associado a Acepran 1%<sup>®</sup> (Univet) na dosagem de 0,05ml/Kg, ambos por via intramuscular. Em seguida os animais foram anestesiados com tiopental sódico (Thiopentax<sup>®</sup>, Cristália) na dosagem de 33 mg/kg, via endovenosa.

### Antissepsia

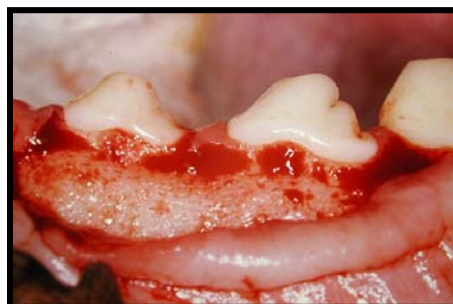
Foram realizadas antissepsia extra e intrabucal com polivinilpirrolidona-iodo (PVP-I) a 10%. Campos estéreis foram posicionados para manutenção de assepsia cirúrgica.

### Exodontia

Para melhor visualização e acesso do campo operatório foi confeccionado um retalho mucoperiosteal monoangular com lâmina n<sup>o</sup>



**FIGURA 2** – Incisão monoangular.



**FIGURA 3** – Descolamento mucoperiosteal.



15 montada em cabo de bisturi nº 3. A incisão foi realizada no sulco gengival vestibular e lingual do terceiro e quarto pré-molares inferiores. A relaxante foi confeccionada por vestibular, na mesial do terceiro pré-molar inferior, numa extensão aproximada de 1,5 cm em direção anterior e inferior (45°) (Figura 2). O retalho mucoperiostal foi descolado com espátula nº 7 para exposição da margem óssea alveolar (Figura 3).

Em seguida foi realizada alveolectomia parcial e seccionamento radicular no sentido vestibulo-lingual, com motor de alta rotação e broca carbide nº 702 sob irrigação externa constante com solução fisiológica, com o objetivo de separação da raiz mesial da distal (Figura 4). Após, foram realizadas luxação e exodontia do terceiro e quarto pré-molares inferiores com auxílio de um extrator apical reto. Os alvéolos dentários foram curetados e irrigados abundantemente com solução fisiológica (Figuras 5 e 6).



**FIGURA 4** – Seccionamento dental



**FIGURA 5** – Alvéolos após exodontia.

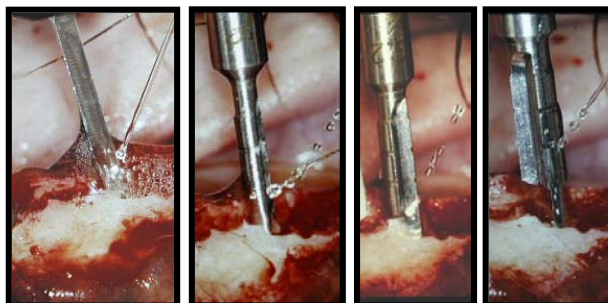


**FIGURA 6** – Dentes removidos.

## Instalação dos implantes

A instalação dos implantes foi realizada imediatamente após as exodontias. Dois implantes do Sistema Colosso (Emfils<sup>®</sup>) foram instalados de cada lado da mandíbula, nos alvéolos mesiais do terceiro e quarto pré-molares inferiores.

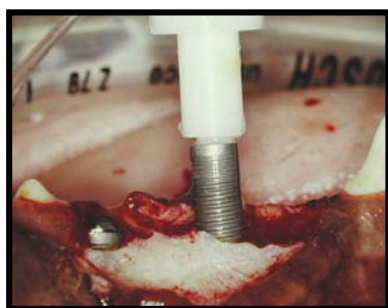
Para o preparo das cavidades foi utilizado motor elétrico (Vector<sup>®</sup>) acoplado em contra-ângulo redutor de velocidade 16:1 (Anthogyr<sup>®</sup>), o que permitiu uma rotação final de aproximadamente 1500 rpm, com irrigação externa com solução fisiológica. A seqüência de brocas de fresagem, preconizada pelo fabricante foi a seguinte: broca 2.0 mm, broca 2.5 mm, broca 3.2 mm e broca 3.8 mm (Figura 7).



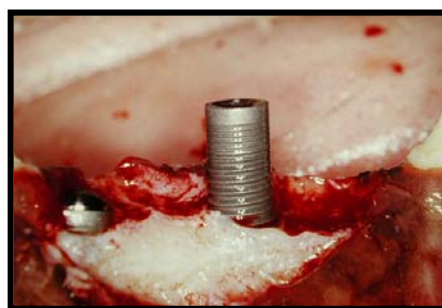
**FIGURA 7** – Seqüência de brocas utilizadas na confecção da cavidade.

Após o preparo da loja óssea foram colocados implantes osseointegráveis de superfície tratada (superfície externa totalmente jateada com partículas de óxido de alumínio de 70 $\mu$ m a 100 $\mu$ m e passivadas por ácido nítrico) do Sistema Colosso (Emfils<sup>®</sup>); de espessura 4,0 mm e altura 10 mm, em profundidade 1mm abaixo da crista alveolar,

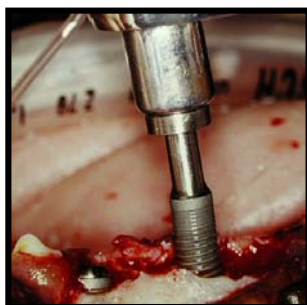
tomando-se como referência a parede lingual. Os implantes foram instalados inicialmente na loja cirúrgica manualmente (Figura 8) e desmontados (Figura 9). Em seguida seguiu-se a colocação do implante com auxílio de chave de catraca (Figura 10). Após instalação do implante, foi colocado o tapa-implante (Figura 11).



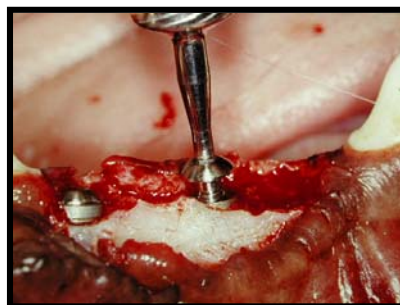
**FIGURA 8** – Inserção do implante.



**FIGURA 9** – Implante desmontado.



**FIGURA 10** – Chave de catraca.



**FIGURA 11** – Colocação do tapa-implante.



**FIGURA 12** – Sutura.

Os espaços alveolares restantes foram preenchidos por coágulo para o reparo. O retalho foi suturado a pontos interrompidos com fio de poliglactina 910 (Policryl® 4.0) de forma oclusiva (Figura 12).

Imediatamente após o procedimento cirúrgico, os animais foram medicados com antibiótico de amplo espectro de uso veterinário (Pentabiótico<sup>®</sup> – Fort Dodge), em dose única, e analgésico de ação periférica (dipirona sódica) e mantidos com alimentação líquida e sólida triturada (ração moída misturada com leite) nos primeiros 10 dias pós-operatórios.

#### **4.2 PROCESSAMENTO LABORATORIAL**

Os cães foram sacrificados aos 120 dias pós-operatórios. As peças obtidas foram fixadas em solução aquosa de formaldeído a 10% durante 24h e desmineralizadas em solução de EDTA (ácido etilenodiaminotetracético sal dissódico - 50g; hidróxido de sódio - 6,1g; água destilada – 250ml), por um período de 120 dias. Após descalcificação, os implantes foram removidos com auxílio de chave adaptada no tapa-implante e pressão rotacional no sentido anti-horário. Em seguida, metade das peças foi seccionada no sentido méso-distal e outra metade no sentido vestibulo-lingual (com a utilização de lâmina de bisturi número 11), selecionadas de forma aleatória. As peças seccionadas foram submetidas a processamento laboratorial para confecção das lâminas. As lâminas foram coradas por Tricrômico de Masson e Picrossírius-hematoxilina.

### **4.3 ANÁLISE HISTOLÓGICA**

Para obtenção dos resultados, as lâminas foram analisadas qualitativa e quantitativamente. A análise histológica foi realizada por meio de microscópio óptico.

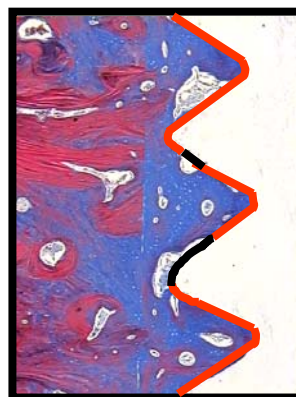
### **4.4 ANÁLISE DO PERCENTUAL DE OSSEOINTEGRAÇÃO**

A análise quantitativa foi realizada com auxílio do “Software Imagelab” (Imagelab 98 – programa de análise de processamento de imagem – versão 2.4) após captação da imagem por uma câmera digital (JVC TK – 1270 Color Video Camera) acoplada a um microscópio óptico binocular (Carl-Zeiss).

Os critérios para análise do percentual de osseointegração foram os mesmos utilizados por Lourenço (2002). Foram utilizadas para contagem as imagens correspondentes a cinco roscas apicais de cada lado do implante e o fundo da cavidade (Figura 13). A medida linear de contato ósseo (vermelho) era realizada pelo programa, assim como a medida linear de não contato (preto) e estas eram somadas para obter a superfície total do perímetro analisado (Figura 14). O resultado da osseointegração foi obtido da seguinte forma: % de osseointegração =  $\frac{\text{superfície de contato} \times 100}{\text{superfície total}}$ . Os resultados foram obtidos pela média das lâminas analisadas.



**FIGURA 13** – Roscas selecionadas.



**FIGURA 14** – Análise do perímetro osseointegrado.

Considerando os aspectos éticos e legais, o protocolo deste projeto foi submetido e aprovado previamente pela Comissão de Ética na Experimentação Animal (CEEA) das Faculdades de Odontologia e Medicina Veterinária da Universidade Estadual Paulista – Câmpus de Araçatuba (Anexo).

## **Resultado**

### **5 Resultado**

#### **5.1 ANÁLISE HISTOLÓGICA**

Durante o período experimental, de um total de 16 implantes instalados em quatro cães, três foram perdidos (apresentaram-se ausentes no sítio receptor mandibular no momento do sacrifício do animal) e três apresentaram toda a sua superfície em contato com tecido conjuntivo fibroso (Tabela 1).

Tabela 1 - Relação de implantes osseointegrados e implantes perdidos

	Lado direito		Lado esquerdo	
	<i>Implante mesial</i>	<i>Implante distal</i>	<i>Implante mesial</i>	<i>Implante distal</i>
Cão 1	fibrointegração	osseointegração	osseointegração	osseointegração
Cão 2	fibrointegração	osseointegração	fibrointegração	osseointegração
Cão 3	osseointegração	osseointegração	osseointegração	osseointegração
Cão 4	ausente	ausente	ausente	osseointegração

### Tricrômico de Masson

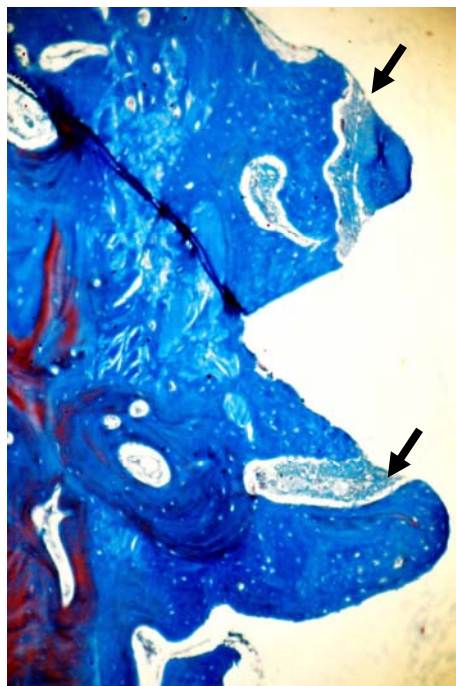
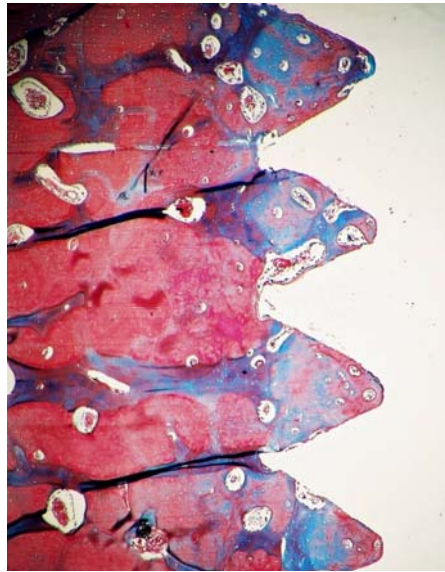
Nos 10 implantes osseointegrados, aos 120 dias pós-operatórios, observa-se tecido ósseo neoformado praticamente em todo perímetro do implante sem interposição de tecido conjuntivo fibroso (Figuras 15 e 16). Notam-se em algumas regiões localizadas ora na ponta do osso neoformado (em contato com o vale do implante – fundo da espira) e ora na rampa (plano inclinado da espira) espaços medulares e fibras colágenas (Figuras 17 e 18). O tecido neoformado tem características de normalidade com espaços medulares (preenchidos por vasos sanguíneos), osteócitos e sistemas de Havers (Figuras 19, 20 e 21).

A característica morfológica do tecido ósseo neoformado é de espaços medulares amplos caracterizado osso em fase de maturação (Figura 22).

Em alguns espécimes foi possível observar menor quantidade de formação óssea (Figura 23).



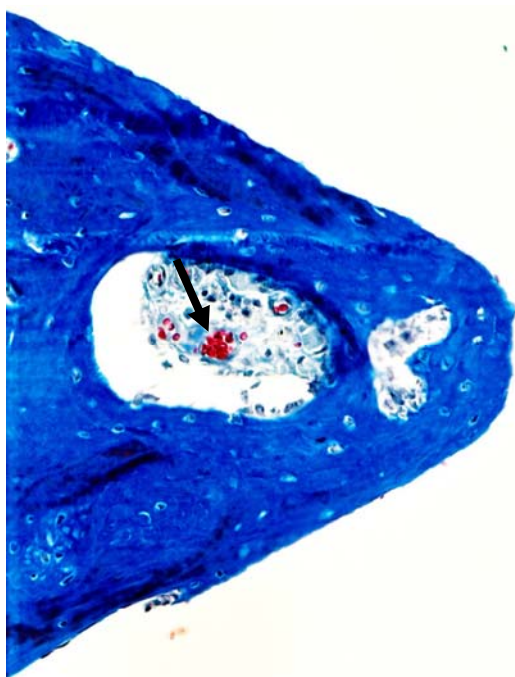
Em praticamente todos espécimes o terço coronal dos implantes manteve-se em contato com tecido conjuntivo fibroso rico em fibras colágenas (Figura 24).



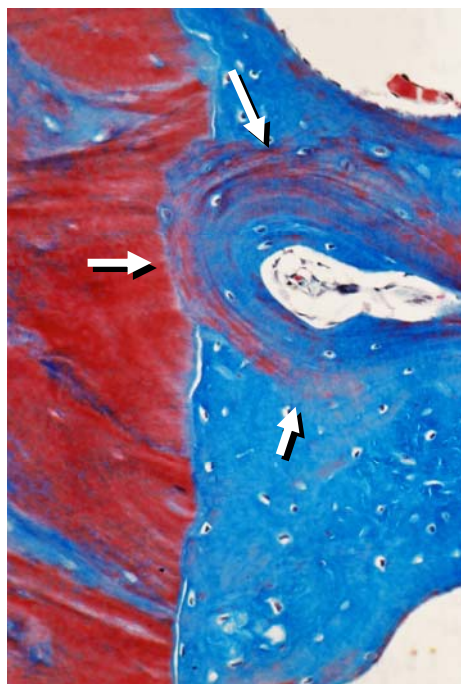
**FIGURA 17** – Espaços trabeculares na ponta do osso neoformado. Tricrômico de Masson. Aumento original 63x.



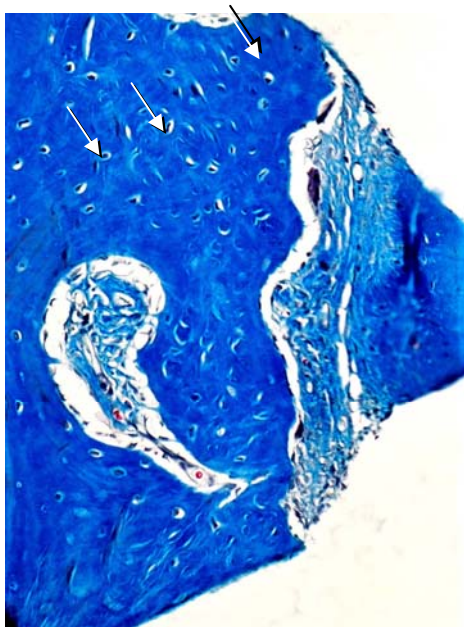
**FIGURA 18** – Espaços trabeculares. Tricrômico de Masson. Aumento original 63x.



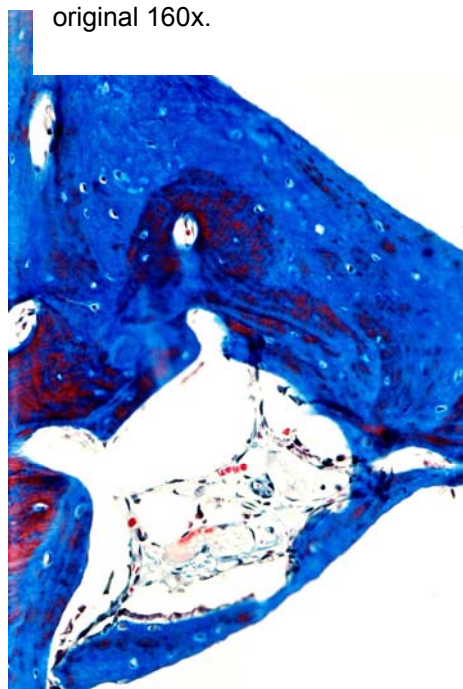
**FIGURA 19** – Vasos sanguíneos. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.



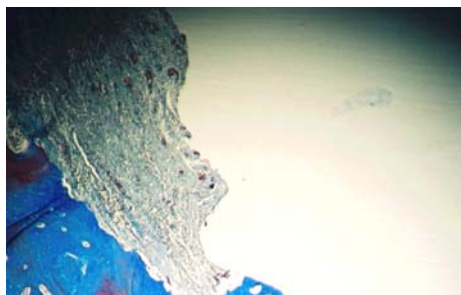
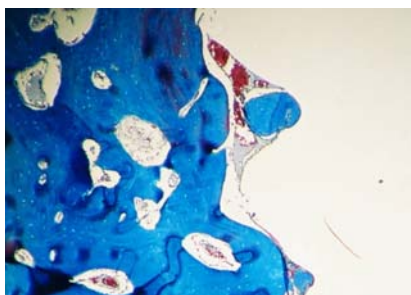
**FIGURA 20** – Sistema de Havers. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.



**FIGURA 21** – Osteócitos. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.



**FIGURA 22** – Espaços medulares amplos. Tricrômico de Masson. Aumento original 160x.





**FIGURA 23** – Menor quantidade de formação óssea. Tricrômico de Masson. Aumento original 25x.

**FIGURA 24** - Terço coronal em contato com tecido conjuntivo fibroso Tricrômico de Masson. Aumento original 25x.

## **Picrossírius hematoxilina**

A observação das lâminas coradas com picrossírius-hematoxilina examinadas com luz polarizada permite analisar a morfologia dos feixes de fibras colágenas do tecido ósseo próximo à superfície do implante.

Na maioria dos espécimes há a predominância de tecido ósseo com feixes de fibras colágenas bem organizadas formando vários sistemas de Havers (lamelas concêntricas rodeando canais contendo vasos sanguíneos) nas áreas mais distantes da interface (em relação à superfície do implante); caracterizando um osso em estágio avançado de remodelação (Figuras 25 e 26).

