



**SERGIO ADRIAN OLATE MORALES**  
(CIRURGIÃO – DENTISTA)



**Análise Histológica e Histomorfométrica do Reparo Ósseo  
Perimplantar em Cães Submetidos à Instalação de Implantes  
Endósseos com um Modelo de Carga Precoce em dois Diferentes  
Desenhos de Implantes.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica. Área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

**Orientador: Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**

**PIRACICABA**

**2009**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

|      |  |
|------|--|
| OL1a | <p>Olate Morales, Sergio Adrian.<br/>Análise histológica e histomorfométrica do reparo ósseo perimplantar em cães submetidos à instalação de implantes endósseos com um modelo de carga precoce em dois diferentes desenhos de implantes. / Sergio Adrian Olate Morales. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.</p> <p>Orientador: José Ricardo de Albergaria-Barbosa.<br/>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Implantes dentários. I. Albergaria-Barbosa, José Ricardo de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(mg/fop)</p> |
|------|--|

Título em Inglês: Histological and histomorphometric analysis of perimplant osseous repair in dogs submitted to endosseous implant installation with early load model in two different implant design.

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental implants

Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Jose Ricardo de Albergaria-Barbosa, Renato Mazzonetto, Fernando Vagner Raldi

Data da Defesa: 12-02-2009

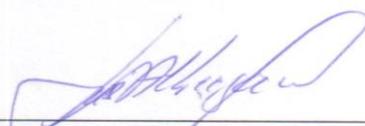
Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

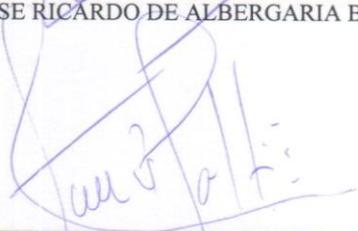


A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 12 de Fevereiro de 2009, considerou o candidato SERGIO ADRIAN OLATE MORALES aprovado.



---

PROF. DR. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA



---

PROF. DR. FERNANDO VAGNER RALDI



---

PROF. DR. RENATO MAZZONETTO

## DEDICATÓRIA

*Aos meus Pais, **Rafael Olate Neira** e **Raquel Morales Recabarren**,*

*A minha irmã **Veronica Olate Morales** e sua família, **Jorge**, **Benjamin** e **Nicolás** e a minha irmã **Gabriela Olate Morales**.*

*Sua ajuda, compreensão, amor e dedicação fazem possível que possa ter sucesso na vida e esperança no futuro.*

## **AGRADECIMENTOS**

Ao **Ser Supremo**, Principio Criador do Universo, fonte de evolução, amor e sabedoria.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas**, na pessoa do diretor, **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, pela a oportunidade de crescer científica e profissionalmente.

À **Facultad de Medicina, Universidad de La Frontera do Chile**, escola de formação e centro de trabalho, pela gestão durante estes anos e pelo reconhecimento e apoio ao aperfeiçoamento do corpo acadêmico. Especiais agradecimentos ao seu **Reitor Mg. Sergio Bravo Escobar** e aos chefes do Departamento de Odontologia Integral, **Prof. Dr. Ramon Fuentes** e **Prof<sup>a</sup>. Dra. Claudia Acevedo**.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, e a sua família pela ajuda e amizade construída em estes anos. Pela orientação em este trabalho, sugestões chaves e confiança na hora de desenvolver este e outros trabalhos. Muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazzonetto**, pela confiança, amizade, transmissão de importantes ensinamentos durante o curso e pela avaliação deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, por sua dedicação e trabalho no curso de pós-graduação, pela vocação docente e pela amizade transmitida nestes anos.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, por sua ajuda no ensino da cirurgia, mostrando-nos um amplo espectro na cirurgia buco-maxilo-facial.

Ao **Prof. Dr. Rubens Guimarães Filho**, pela ajuda e a dedicação na avaliação deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria**, pela ajuda e valiosas críticas realizadas na avaliação de este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Dias de Andrade**, pelas considerações realizadas na metodologia e apresentação desta pesquisa.

Ao **Prof. Fernando Vagner Raldi**, pela ajuda na finalização deste trabalho e pelas considerações feitas na melhora da pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Greison Rabelo de Oliveira**, pela ajuda na hora de serem colegas de pós-graduação e pela importante ajuda na avaliação de este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Robson Rodrigues Garcia**, pela ajuda e ensinamentos em estes anos e pela ajuda na avaliação de este trabalho.

Aos meus colegas de mestrado, **Sérgio, Erica, Saulo e José**, pela ajuda, companheirismo e sinceridade para transmitir as questões e sugestões na Faculdade.

Aos meus amigos de turma, **Mariana, Henrique e Heric**. Sua ajuda sempre foi e continua sendo muito importante. Vocês me transmitiram tranquilidade, segurança e vontade de aprender e entender o grande trabalho desenvolvido na área de cirurgia da FOP-UNICAMP. A convivência com vocês permitiu conhecer novos amigos no âmbito pessoal e profissional.

Aos meus amigos do doutorado, **Miguel, Jaime, Fabio, Rafael, Adriano, Felipe, Renato, Eduardo e Leandro**, pela transmissão de conhecimento, pela ajuda nos momentos difíceis, pelas orientações oferecidas e pela chance de criar uma amizade que sem dúvida será mantida.

As funcionárias do Centro Cirúrgico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba- Unicamp, **Edilaine (Didi), Daiana, Keila e Angélica**, sem as quais nossas atividades clínicas e não clínicas não seriam possíveis. Especiais agradecimentos para Didi, que com seu stress de rotina permite e ajuda a nos manter tranqüilidade no desenvolvimento na área de cirurgia.

Ao **Prof. Dr. Mariano Del Sol**, exemplo de profissionalismo, pela amizade, pela motivação para desenvolver estudos de pós-graduação no Brasil e pela ajuda nos meus inícios no mundo científico.

Ao **Prof. Dr. David Thomas Maldonado**, pela inspiração no desenvolvimento da cirurgia buco-maxilo-facial, pela paixão com que transmite seus conhecimentos, pela manutenção e difusão de uma equipe cirúrgica nascidas da mítica “208”.

Aos meus colegas e grandes amigos das reuniões clinico cirúrgicas e viagens de estudo, encabeçados pelo **Dr. Juan Pablo Alister, Dr. Ricardo Alveal, Dr. Pedro Mansilla e Dr. Rodrigo Recassens**, pela ajuda, estímulo e confiança em que os novos horizontes e os desafiantes objetivos poderiam dar certo. Especiais agradecimentos a **Juan Pablo e sua família** pela constante motivação e ajuda oferecida em estes anos fora do Chile.

Ao meu amigo, **Dr. Marcelo Soto**, quem permitiu iniciar meus caminhos na área da pesquisa odontológica.

Aos meus professores e atuais colegas na docência, **Dr. Ricardo Elgueta, Dr. Ernesto Campos, Dr. Osvaldo Ruiz, Dr. Marcos Flores, Dr. Álvaro Diaz, Dr. Jaime Diaz, Dr. Andrés Almeida, Dr. Jorge Henríquez, Dr. Gabriel Nunez e o Dr. Jaime Riquelme**, pela ajuda, orientações e confiança transmitida durante meus anos de aluno e durante minhas incipientes tentativas de ter uma vida de acadêmico.

Ao meu grande amigo **Dr. Rodrigo Zaror Q.** e sua família, pelos estímulos, ajuda, e experiências vividas nos últimos anos.

Aos **companheiros e amigos Claudia, Paulina, Loreto, Nicolás, Alvaro, Yorly, Nery, Maria Jose e as famílias deles**, que sempre mantém contato comigo do querido Chile, pelos estímulos, ajuda, lembranças e por contribuir e apoiar nas minhas escolhas.

A **Gislaine**, pela ajuda, carinho, respeito e amizade.

A todos que contribuíram na minha vocação, no meu desenvolvimento pessoal e na minha filosofia de vida: Muito Obrigado!

## EPÍGRAFE

*O sucesso é como a luta com um gorila.  
Você não desiste quando está cansado,  
você desiste quando o gorila esta cansado*

**Robert Strauss**

## RESUMO

Diferentes protocolos para a reabilitação com prótese implanto assistida têm sido reportados. Deles, é possível que a carga imediata em implantes unitários sejam um dos mais controversos. O objetivo deste estudo foi estabelecer quantitativamente as características de reparo ósseo em implantes submetidos a um modelo de carga precoce. Foi desenvolvido um modelo experimental em cães para a avaliação de dois protocolos de instalação de implantes dentais com dois desenhos diferentes. Foi realizada a exodontia dos pré-molares bilaterais mandibulares dos animais e após de três meses foi realizada a instalação de dois implantes bilaterais. No implante mesial foi realizada a instalação do parafuso cicatrizador de 7 mm (modelo de carga imediata unitária sem contato oclusal) e no implante distal foi instalado o parafuso cobertor (técnica de implante submerso). Cada hemimandíbula recebeu um implante cilíndrico (Neodent Titamax CM®) e um implante cônico (Conexão Conect Ar®) com seu parafuso cicatrizador. Inicialmente os primariamente foram avaliados com microscopia eletrônica de varredura. Os sacrifícios dos animais foram após de três e seis semanas. Os blocos foram descalcificados e processados para análise com histológica descritiva e histomorfométrica. Foi aplicado o teste estatístico t teste para variáveis independentes com nível de significância de 5%. De forma geral, os implantes apresentaram maior formação óssea no nível cervical e menor no nível apical. Os resultados demonstram também maior formação óssea em implantes com o modelo de carga precoce que em aqueles sem carga, com ausência de diferença estatística. Por outra parte, os implantes cônicos apresentaram maior formação óssea que os cilíndricos, também sem significância estatística. Concluiu-se que os implantes com instalação do parafuso cicatrizador, como modelo de restauração imediata sem contato oclusal, apresenta maior quantidade óssea nos vales quando comparados aos implantes não submetidos a carga.

**Palavras chaves:** implantes dentais, carga imediata, desenho de implantes, reparo ósseo, histomorfometria

## **ABSTRACT**

Several treatment types using prosthesis over implants have been reported, being the singles immediate loading therapy with more controversy. The meaning of the present study is established the characteristics of bone repair in dental implant submitted to immediate loading. It was performed a experimental model using dogs to value two different installations protocols of dental implants. It was done the extraction of the bilateral premolars of the jaw, installing the dental implants after 3 months of healing. The anterior implant was submitted to healing screw install of 7 mm (unitary immediate load model without occlusal contact) and the posterior ones were covered with cove screwr (immerse implant technique). Each hemi-jaw presented one cylindrical (Neodent Titamax CM®) or conical (Conexão Conect Ar®) with with anterior or posterior position, that was evaluated with scanning electron microscopy. The sacrifices were performed on three and six months. The specimens were decalcified and processed to begging its histological evaluation using descriptive and histomorphometric analyses. The statistical test T test was performed using significance index of 5%. In general, dental implants showed more bone formation on cervical region and less on apical area. The results demonstrated more bone formation on the immediate loading types, with no statistical significance. The conical ones presented more bone formation that cylindrical, but without statistical significance.

This way it is possible to conclude that implants with immediate installation of healing screw, how immediately load model without occlusal contact (immediately restauration), have more osseous presence when compared to non load implant.

**Key words:** dental implants, immediate loading, implant design, bone repair

## SUMÁRIO

|   |    |
|---|----|
| <b>1 INTRODUÇÃO</b>   | 1  |
| <b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b>  | 3  |
| 2.1 Osseointegração e seu Desenvolvimento                               | 3  |
| 2.2 Princípios Básicos na Osseointegração                               | 6  |
| 2.3 Estágios Cirúrgicos e Protocolos de Carga                           | 8  |
| 2.4 Desenhos de implantes   | 15 |
| 2.5 Reparo Ósseo em Implantes Endósseos: Modelo Animal                  | 17 |
| <b>3 PROPOSIÇÃO</b>   | 21 |
| <b>4 METODOLOGIA</b>  | 22 |
| 4.1 Amostra, Modelo Animal e Implantes Estudados                        | 22 |
| 4.2 Análise com Microscopia Eletrônica de Varredura dos Implantes (MEV) | 24 |
| 4.3 Procedimentos Cirúrgicos  | 25 |
| 4.4 Sacrifício e Confeção das Lâminas                                   | 29 |
| 4.5 Análise Histológica e Histomorfométrica                             | 30 |
| 4.6 Análise Estatística   | 31 |
| <b>5 RESULTADOS</b>   | 32 |
| 5.1 Caracterização Morfológica Descritiva dos Implantes                 | 32 |
| 5.2 Avaliação Histológica Descritiva                                    | 36 |
| 5.2 Análise Histomorfométrica   | 49 |

|                    |    |
|--------------------|----|
| <b>6 DISCUSSÃO</b> | 58 |
| <b>7 CONCLUSÃO</b> | 71 |
| <b>REFERÊNCIAS</b> | 72 |
| <b>ANEXO</b>       | 86 |

## 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de pacientes parcial ou totalmente edêntulos com implantes osseointegráveis é atualmente uma das melhores formas de recuperar a função e estética (Belser *et al.*, 2004). Em 40 anos de pesquisa, os procedimentos cirúrgicos e protéticos em implantodontia tem apresentado varias inovações, incluindo protocolos cirúrgicos, técnicas cirúrgicas, desenhos de implantes e indicações protéticas, entre outras (Szmukler-Moncler *et al.*, 2000).

Sendo assim, nas últimas décadas, os implantes osseointegráveis passaram a fazer parte da Odontologia como importante alternativa de tratamento na ausência de elementos dentários. Este fato provocou modificações no planejamento e na seqüência de tratamento de qualquer reabilitação oral, tanto na ausência de apenas um elemento quanto em todos os dentes. Agora nos parece inviável, na ausência de elementos naturais, desconsiderarem a possibilidade de reabilitações implanto assistidas. Hoje é obrigatório apresentar e discutir com o paciente as diferentes possibilidades restauradoras que são aplicáveis em cada caso. Atualmente, a Odontologia vem assumindo uma postura mais preventiva e com isso a indicação de implantes dentários tem se tornado cada vez mais freqüente uma vez que os mesmos evitam o preparo de elementos naturais garantindo menos dano, menor risco de sobrecarga aos elementos remanescentes e melhores prognósticos ao longo prazo (Brägger *et al.*, 2001; Brägger *et al.*, 2005).

A situação atual da implantodontia é responsabilidade das observações dos pesquisadores e das inovações da indústria. Desta forma, apesar do sistema de implantes sem tratamento de superfície foi um êxito, a indústria dos implantes também procurou aperfeiçoá-los, adicionando elementos ou modificando as características de superfície ou morfologia dos implantes, a fim de fazer uma rápida adaptação implante-osso, e também diminuir o tempo de carga dos implantes. Sendo assim, a instalação de implantes imediatos e a opção de carga imediata são uma realidade no tratamento reabilitador atual; demandas estéticas e de diminuição dos tempos de tratamento por parte dos pacientes fazem com que a carga imediata seja cada vez mais procurada (Ganeles & Wismeijer, 2004).

Aprofundando mais um pouco na importância e transcendência da linha das inovações, é possível exemplificar a evolução da implantodontia com a seguinte situação. As grandes controvérsias na implantodontia até nos últimos 30 anos tinham relação principalmente com tratamento de superfície, estágios cirúrgicos e protocolos de carga. Não existia dúvida que o titânio era o material de escolha na elaboração de implantes; no entanto, pesquisas foram desenvolvidas para tentar melhorar ou modificar o que já era bom. Por exemplo, Schnitman & Shulman (1980) utilizaram implantes feitos de carbono vítreo puro com um invólucro de aço inoxidável na substituição de um único dente por meio do encaixe do implante nos alvéolos ósseos em dois procedimentos cirúrgicos em macacos, apresentando 70% de sucesso no estudo experimental. Kawahara *et al.* (1980) estudaram a cerâmica como material de implantes, com o intuito de substituir o titânio. Entretanto, a mesma apresentava problemas intra-buciais, devido ao direcionamento de forças excessivas que provocavam altos graus de fragmentação. Posteriormente, McKinney *et al.* (1984) estudaram, por microscopia eletrônica de varredura, o uso de implantes de safira, observando que a união entre o epitélio bucal e o implante era similar àquela observada na dentição natural. Observaram que este implante constituía um selante biológico com ação nos tecidos moles. Novas pesquisas desenvolvidas até hoje continuam na mesma direção, quando as controvérsias em tratamento de superfície, estágios cirúrgicos e protocolos de carga continuam com semelhantes perguntas apresentadas há 30 anos atrás. A grande mudança nestes tempos é a presença de maior informação e rigor no planejamento, desenvolvimento e apresentação dos resultados das pesquisas. Baseado no maior conhecimento dos processos biológicos associados ao tratamento implantodontico, as respostas para aquelas controvérsias iniciais foram cada vez mais complexas. A aplicação de diferentes desenhos de implantes, com tratamento de superfície, com instalação em um ou dois estágios cirúrgicos ficam em dúvida atualmente da mesma forma como aconteceu no passado. Sendo assim, o desenvolvimento de pesquisas que permitam acrescentar estes conhecimentos irá contribuir na procura de respostas a pergunta seguinte: existe relação entre a instalação de implantes cônicos ou cilíndricos, com ou sem carga imediata e a quantidade óssea formada no modelo animal?.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Osseointegração e seu desenvolvimento

Os implantes dentais tornaram-se alternativas viáveis devido ao fenômeno da osseointegração. Este foi definido por Brånemark *et al.*(1969) como um processo biológico no qual ocorre uma conexão direta entre osso vivo e a superfície de um implante no nível microscópico. Zarb & Albrektsson (1991) redefiniram o conceito dando ênfase na estabilidade do implante, estabelecendo um processo com fixação rígida assintomática em um material aloplástico alcançada e mantida no osso durante carga funcional. Em 1977, Brånemark *et al.* estudaram a osseointegração e observaram que o titânio era o material indicado na confecção de implantes dentários devido à ótima biocompatibilidade e resistência biomecânica. Desenvolveu-se o sistema Brånemark de implantes, composto por seis dispositivos feitos de titânio comercialmente puro que incluíam implante, parafuso de cobertura, transmucoso, parafuso do transmucoso, cilindro de ouro e parafuso de ouro. A parte apical do implante era projetada para cortar e rosquear a parte apical do leito ósseo.

Brånemark *et al.* (1969) recomendaram a colocação de prótese dentária sobre implante a partir de dois procedimentos cirúrgicos. No primeiro estágio, os implantes são inseridos no osso, permanecendo sem incidência de cargas por um período de reparação óssea de 3 a 6 meses. No segundo estágio, que poderá processar-se após este período, os implantes submersos sob tecido mole são novamente expostos e finalmente preparados para receber cargas provenientes das próteses colocadas sobre os mesmos. Os autores acreditavam que o período de separação recomendada entre fixação dos implantes e colocação de prótese permitiria que os mesmos, em ausência de estresses, poderiam se integrar de uma forma efetiva com o osso circundante. Dúvidas sob o efeito da ausência do ligamento periodontal foram estudadas por Haraldson & Carlsson (1979) destacaram que os implantes geram reflexos monossinápticos, que atuam como restrição para os músculos que comandam a abertura da mandíbula. Verificaram que os implantes funcionam bem mesmo sem as estruturas do ligamento periodontal, que são eliminadas com a

extração dentária. Outro ponto sinalado por Adell *et al.* (1985) destacaram também que a junção transmucoso/implante é correspondente à junção cimento/esmalte da dentição natural. O tecido mole perimplantar é similar à dos dentes naturais, consistindo de uma gengiva livre periimplante, que corresponde à gengiva livre natural. Depois destas observações, Donley & Guillette (1991) verificaram que o selamento entre implante e tecido adjacente era mediado por uma glicoproteína similar à encontrada entre a superfície dentária natural e o epitélio. Desta forma, eles especularam que o selamento na interface osso-implante poderia ser aumentado a partir de alterações na superfície do implante.

Estudando as condições ósseas para implantar, Schröder *et al.* (1981) observaram que a fixação do implante ocorre de forma mais estável no osso compacto do que no esponjoso, devido à maior densidade e dureza do osso compacto. Observaram também, diferenças de densidade óssea entre mandíbula e maxila, estabelecendo que na mandíbula o osso esponjoso é mais denso. Na mesma direção, Albrektsson *et al.* (1981) enfatizaram que o reparo ósseo inicia-se na quarta semana após a colocação do implante, atingindo o limite máximo na terceira ou quarta semana. Após este período, o tecido reparado transforma-se em tecido ósseo. Também Albrektsson (1983) destacou que em adultos e idosos, o remodelamento ósseo é menos ativo do que em crianças e adolescentes. Esta atividade é reativada quando se instalam implantes osseointegrados, ocorrendo um incremento na atividade osteoclástica. Após a colocação de implantes, ocorre a remodelação interna do tecido ósseo e formação de uma nova camada óssea ao redor do implante, as que podem ser encontradas tanto em osso compacto como em osso esponjoso (Brånemark 1983); em este processo fisiológico, observa-se também que a osseointegração poderá se tornar mais fraca quando houver trauma cirúrgico causado por aquecimento do osso pelas brocas. Isto levaria à formação de uma interface implante/osso menos estável que poderá pôr em risco o processo de osseointegração com presença de necrose óssea (Li *et al.*, 1999).

A contínua remodelação do tecido ósseo que ocorre durante as primeiras semanas após a inserção do implante é mantida com carga apropriada, favorecendo a estabilidade dos implantes no longo prazo (Adell *et al.*, 1981). Adell *et al.* (1985) também observaram que em osso esponjoso, a

osseointegração ocorre a partir do contato das trabéculas ósseas com a camada de óxido de titânio na superfície do implante. A fusão da camada de substância amorfa que preenche os espaços das trabéculas ósseas com a camada de óxido propicia a consolidação do processo de osseointegração, evidenciando a adaptação do tecido ósseo ao titânio.

Ichida & Caputo (1986) enfatizaram que o direcionamento de forças excessivas pode desencadear processos de reabsorção óssea, com formação de tecido conjuntivo ao redor do implante, e este processo somente poderá ser interrompido com a suspensão da força. Após a colocação de prótese, o osso vai se remodelando durante todo o tempo, ocasionando um aumento de osso cortical ao redor do implante. Assim, quando a osseointegração é perdida não pode ser reconstituída no mesmo leito ósseo. O tecido conjuntivo pode se tornar organizado até certo grau, mas não é um tecido de ancoragem apropriado, devido às condições mecânicas e biológicas inadequadas, configurando-se num local de menor resistência (Puleo & Nanci, 1999).

Finalmente, e apoiado pelas pesquisas já sinaladas, estabeleceu que o processo de osseointegração ocorresse por etapas, quando as condições ideais estão presentes. O tecido ósseo presente entre as roscas do implante deve contatá-lo adequadamente, para oferecer imobilização imediata após a instalação do mesmo e durante o período inicial de cicatrização. No contato entre o implante e osso deve ocorrer imobilização, hematoma na cavidade fechada, limitada pelo implante e pelo osso, osso lesado pelo trauma térmico e mecânico inevitável, osso não lesado e o implante. Durante o período de cicatrização sem carga, o hematoma é transformado no novo osso por meio da formação de um calo ósseo. O osso lesado também cicatriza, sofrendo revascularização, desmineralização e remineralização. Após o período inicial de cicatrização, o tecido ósseo vital está em contato com a superfície do implante, sem qualquer tecido intermediário. O osso entre as roscas remodela-se em resposta à carga proveniente da mastigação, apresentando-se de forma importante na estabilidade do implante. Nos casos de insucesso, observa-se a presença de um tecido conjuntivo não mineralizado, constituindo um tipo de pseudoartrose, formada na região das roscas do implante. Isto pode ocorrer devido a vários fatores como: trauma excessivo durante o preparo, infecção, carga muito prematura no período de cicatrização antes da adequada

mineralização e organização do tecido duro ter ocorrido, ou sobrecarga a qualquer momento, até mesmo muitos anos após a integração já ter sido estabelecida (Puleo & Nanci,1999; Nociti Júnior *et al.*, 2000; De Pauw *et al.*, 2002; Berglundh *et al.*, 2003; Schwarz *et al.*, 2007)

## **2.2 Princípios Básicos na Osseointegração**

Brånemark *et al.* (1969) destacaram que o controle da temperatura durante a instalação de implantes é importante, sendo que o osso não pode ser aquecido além de 43° C, para que a osseointegração não seja prejudicada. Sugeriram uma temperatura de 39° C e o controle da rotação até 2.000 rpm como sendo ideais.

Em um estudo de revisão de diferentes pesquisas, Esposito *et al.* (1998) observaram que, num protocolo de sucesso, a mobilidade do implante deve ser clinicamente imperceptível em qualquer direção. A perda óssea não deve ser limitada ao padrão de 0,1 – 0,2 mm anuais no sentido vertical do implante e o exame radiográfico não deve mostrar radiolucidez perimplantar. A região gengival deve estar livre de inflamação. Inicialmente Brunski *et al.* (1979) também destacaram a importância do encaixe preciso do implante no osso vital. A falta de ajuste entre osso e implante poderia propiciar a proliferação de tecido mole em locais de grandes folgas, prejudicando o processo de cicatrização óssea. Desta forma, o emprego de implantes auxiliados por rosca se fortaleceu por criarem uma maior área, melhorando na distribuição harmônica das cargas no tecido ósseo perimplantar e na fixação do implante (Haraldson 1980).

Albrektsson *et al.* (1981) enfatizaram que o uso de implantes de titânio e o correto direcionamento das forças são elementos essenciais para o sucesso da osseointegração e a estabilidade dos mesmos. A quantidade de força deve ser bem planejada, considerando que a contínua remodelação do osso de suporte pode ocorrer na presença de cargas associadas à mastigação. Afirmaram que a superfície do titânio não deve conter outros metais ou substâncias protéicas, antes da instalação do implante no osso. No entanto, outras linhas de pesquisa já estabeleciam diferenças importantes em termos de avaliação de superfície e protocolos de carga do implante (Schröder *et al.*,

1981). Junto a isso, Lekholm (1983) confirmava o fato dos implantes permanecessem em repouso por três meses na mandíbula e seis meses na maxila. Este período propiciaria a completa cicatrização e a formação de uma conexão rígida entre implante e osso. A superfície sem contaminantes na inserção do implante também teria relevância, associando sua presença com reação inflamatória e formação de tecido granulomatoso que, embora seja similar ao do processo de organização do osso, não permitiria uma boa cicatrização óssea (Kasemo, 1983). Albrektsson *et al.* (1986) destacaram que a osseointegração ocorre primeiro no lugar onde há fraturas regulares e, posteriormente, nas regiões com um grande defeito ou uma fratura extensa, impedindo a aproximação dos dois fragmentos, ressaltando a importância de se colocar implantes em regiões de osso sadio, livre de infecção e tecidos necróticos. Sugeriu outros requisitos básicos para o sucesso da osseointegração como os sinalados posteriormente por Esposito *et al.* (1998), que incluíam ausência de mobilidade clínica do implante; ausência da radiolucidez perimplantar; perda óssea menor que 0,2 mm no primeiro ano útil e ausência de dor.

Skalak (1986) destacou que o controle das forças oclusais geradas pelo implante é fundamental no processo de osseointegração. Isto poderia ser obtido por meio de mecanismos de realimentação da força longitudinal do implante e da forte integração deste com o osso. Desta forma, a osseointegração ocorreria de maneira gradativa, conforme o direcionamento das cargas. Por outra parte, Rangert *et al.* (1991) observaram que as forças naturais da mastigação são transferidas para os implantes de duas formas: por meio de forças oclusais, que afetam a unidade de ancoragem pelas forças axiais; e por momentos de flexão, durante os quais ocorre a transmissão das forças do implante para o osso. Ressaltaram que o equilíbrio dos elementos de carga é importante e pode ser obtido pela soma das duas forças que atuam em cada um dos lados, estabelecendo o ponto de apoio. Dois ou mais implantes, rigidamente integrados e instalados em linha reta, suportariam muito mais cargas do que implantes isolados, e ofereceriam suporte para a prótese, mesmo que os demais pilares protéticos não estivessem carregados.

Finalmente, Esposito *et al.* (1998) e Nagata *et al.* (1999) consideraram como fatores capazes de afetar o sucesso da osseointegração,

os seguintes itens: (1) do paciente: higiene bucal do paciente, hábitos (fumo), situação médica (radioterapia) e parafunções, (2) do operador: pouca experiência, (3) do procedimento cirúrgico: trauma cirúrgico, deficiente qualidade óssea, contaminação bacteriana, carga imediata, deficiente número de implantes para suportar o sistema protético, (4) do implante: deficiência na superfície e no desenho do implante.

## **2.3 Estágios Cirúrgicos e Protocolos de Carga.**

### **2.3.1 Estágios Cirúrgicos**

Dois grupos de pesquisa desenvolveram dois diferentes protocolos de trabalho. Por uma parte o grupo de Brånemark (Brånemark *et al.*, 1969; Brånemark *et al.*, 1977) preconizou o uso de dois estágios cirúrgicos na reabilitação implanto assistida (implante e instalação de parafuso cicatrizador numa segunda etapa), sendo amplamente estudada e demonstrando clinicamente um comportamento quase perfeito em termos de sobrevivência do implante, com indicadores de sucesso por sobre o 95% na grande parte das avaliações publicadas.

O grupo encabeçado por Schröder (Schröder *et al.*, 1976; Schröder *et al.*, 1978; Schröder *et al.*, 1981), baseado em pesquisas próprias, estudou e preconizou o emprego de somente uma fase cirúrgica na instalação de implantes, deixando sempre exposto o implante ao médio bucal. Isto permitiu gerar um sistema de implante que alcançara a inserção óssea em contato com epitélio da mucosa oral, não permitido no sistema de implantes proposto por Brånemark.

Iniciais pesquisas em modelos animais mostraram que a formação óssea em implantes de uma fase era semelhante aos implantes de duas fases cirúrgicas, desenvolvendo osseointegração em eles (Schröder *et al.*, 1981) e a quase nula diferença em termos de quantidade óssea; a grande parte de estes estudos eram desenvolvidos com microscopia eletrônica de transmissão e com microscópios ópticos.

As pesquisas clínicas têm demonstrado também sucesso no procedimento de um estágio cirúrgico. Buser *et al.*, (1997) apresentou

resultados clínicos de 2300 implantes de um estágio cirúrgico em acompanhamento por 8 anos; publicaram uma sobrevida de 96,7% e sucesso de 93,3%, evidenciando melhor resposta nos implantes sólidos de 12 mm de comprimento.

Nas avaliações radiográficas, a resposta dos implantes de um e dois estágios cirúrgicos são também semelhantes em termos de avaliação no longo e mediano prazo (Bräger *et al.*, 1998). Na revisão realizada por Busser *et al.* (1999) de oito anos de acompanhamento em implantes de um estágio, conseguiu observar que a taxa de perda óssea radiográfica foi de 0,03 mm por ano, demonstrando uma melhor resposta quando comparado com outros sistemas de implantes, diminuindo assim a taxa de aceitabilidade proposta por Albrektsson *et al.* (1986) de até 0,2 mm de perda óssea por ano.

Busser *et al.* (1999) sinalam que as vantagens do uso de implantes de um estágio são 1) não precisa de uma nova intervenção cirúrgica 2) menos desconforto para o paciente e menos tempo na sala cirúrgica e 3) menos custo final, seja econômico ou biológico.

Um estágio cirúrgico também tem sido aplicado em implantes inicialmente indicados para técnica submersa. Esta aplicação consiste na instalação do implante em conjunto com o “abutment” protético, deixando o implante de forma transmucosa. A grande desvantagem vista nesta aproximação clínica é o fato de manter a interfase implante-abutment em contato com o osso e não sob ele, permitindo uma reabsorção óssea de semelhantes proporções às obtidas com a aproximação em dois estágios cirúrgicos (Bernard *et al.*, 1995; Becker *et al.*, 1997); essa reabsorção óssea é mínima nos implantes indicados para a aplicação de um estágio cirúrgico devido a que aquela interfase encontra-se 2 mm superior ao nível ósseo. No entanto, o fato de realizar só um procedimento cirúrgico continua sendo uma vantagem nesta aproximação cirúrgica (Becker *et al.*, 1997). A recuperação do tecido mole perimplantar também seria semelhante no acontecido com os implantes de um estágio cirúrgico. Estudos clínicos têm avaliado estes critérios demonstrando que o reparo ósseo aparentemente é independente da técnica cirúrgica de implantes submergidos ou não submergidos; no entanto eles devem ser feito de forma pouco traumática para assegurar essa ausência de mobilidade (Cecchianato *et al.*, 2004).

### **2.3.2 Carga Imediata**

Wohrle em 1998 definiu a carga imediata como à colocação de um elemento protético sobre um implante cirurgicamente instalado, sem que tenha ocorrido sua osseointegração. Visto assim, a carga imediata dispensa o período tradicional de espera para que a osseointegração ocorra. Posteriormente, Cochran *et al.* (2004) definiram a restauração imediata como àquela realizada dentro das primeiras 48 h de instalado o implante e a carga imediata como àquela restauração que esta em oclusão dentro das primeiras 48 h, estabelecendo claras diferenças na carga que recebe o sistema prótese-implante.

A técnica de instalação de implantes submetidos à carga imediata permite a resolução rápida do problema da ausência dentária, fato não observado com a utilização do protocolo estabelecido por Adell *et al.* (1981) e Albrektsson *et al.* (1981). Se o protocolo de carga convencional tem demonstrado êxito nos anos de trabalho, porque mudar esse protocolo? Szmukler-Moncler *et al.* (2000) falava de quatro razões para pensar em fazer modificações dos protocolos de Brånemark: 1) a antiga data em que a equipe de Brånemark fez os protocolos de tratamento com a necessidade de reavaliar os conceitos, 2) carga de implantes por si só não impede processo de regeneração óssea, 3) carga imediata é capaz de desenvolver osseointegração experimentalmente e 4) também clinicamente.

A condição inicial estabelecida por Brånemark *et al.* (1969) de instalação de implantes em dois estágios cirúrgicos visava evitar a carga precoce e a movimentação do implante, permitindo que o processo de osseointegração se completasse. Eles também indicavam as razões para não permitir carga imediata o temprana em implantes, e que eram 1) carga prematura pode alcançar formação de tecido fibroso em lugar de tecido ósseo, 2) o osso necrótico dos limites da preparação não pode suportar cargas e precisa de nova formação óssea. (Albrektsson *et al.*, 1981; Brånemark, 1983). No entanto, Schröder *et al.* (1981) descreveram, pela primeira vez, a técnica de instalação de implante em apenas um estágio cirúrgico e posteriormente Schröder *et al.*(1983) e Leaderman (1984), desenvolveram trabalhos realizando instalação de implantes com próteses completas imediatas,

estabelecendo os inícios da carga imediata. Eles apresentaram elevados indicadores de sucesso (sobre o 90%) em acompanhamentos de 3 e 4 anos. Eles também sinalaram as principais causas de insucesso, como perda da estabilidade primária, perda do espiantagem inter implantes, ausência de altura óssea suficiente, perfurações da cortical vestibular ou lingual e higiene inadequada do paciente. Posteriormente outras pesquisas replicaram esta técnica obtendo similares resultados.

O elevado índice de sucesso do uso da carga imediata documentada em humanos tinha como fundamentação os conhecimentos de fisiologia óssea baseados em que uma bioestimulação mecânica aumentada e controlada possa levar a um estímulo do crescimento ósseo (Sammarco *et al.*, 1971; Frost, 2004). Entretanto, os seguintes critérios devem estar presentes para o uso de carga imediata (Romanos *et al.*, 2002; Geurs *et al.*, 2002; Romanos *et al.*, 2003; Meyer *et al.*, 2003):

1. Qualidade óssea adequada
2. Retenção macro e micro mecânico do implante (tratamento de superfície)
3. Estabilidade primária satisfatória
4. Distribuição adequada dos implantes

Dos fatores envolvidos, a estabilidade primária e a espiantagem dos implantes parecem ser o determinante mais importante do sucesso da carga imediata (Salama 1995). Considera-se que acima de 32 N a estabilidade primária pode ser adequada para a aplicação de carga imediata. Se um implante é posicionado em osso esponjoso e a estabilidade primária não for atingida, pode haver encapsulamento por tecido conjuntivo, semelhante à pseudoartrose observada em um sítio de fratura não estabilizado (Martinez 2001). Clinicamente, a densidade do osso hospedeiro apresenta um importante papel no sucesso do tratamento, como por exemplo, a inserção de implantes na região interforaminal mandibular, área esta de boa densidade e qualidade óssea (Morris *et al.*, 2003). Por outra parte, trauma cirúrgico excessivo e injúria térmica podem levar à necrose óssea e também resultar em encapsulamento fibroso do implante (Esposito *et al.*, 1998).

Desta forma, alguns autores referem-se à capacidade de recepção de carga do osso na mandíbula através de implantes submetidos à ativação imediata, desde que não ocorram micromovimentações importantes. A

magnitude do micromovimento que vai permitir a osseointegração varia entre uma extensão de 10 a 28  $\mu\text{m}$  (Pilliar *et al.*, 1986), com carga preferencialmente axial em relação ao implante, com implantação efetuada em osso de espessura e qualidade adequadas. Micromovimentos na interface osso/implante além de 150 $\mu\text{m}$  resultam em encapsulamento ao invés de osseointegração. Por isso, características biomecânicas como o número de implantes, sua distribuição e esplintagem rígida parecem ser indispensáveis para o sucesso da carga imediata (Cameron *et al.*, 1973). Outra observação importante é que ao ter os implantes esplintados há uma redução das forças mecânicas deletérias em implantes submetidos a cargas imediatas (Henry & Rosenberg, 1994).

Já nas pesquisas iniciais da osseointegração, Cameron *et al.* (1973) e posteriormente Søballe *et al.* (1992) demonstraram que contatos íntimos entre osso e implante podem ocorrer na presença de micromovimentos. Maniopoulos *et al.* (1986) sugeriram que os micromovimentos sozinhos não levam sistematicamente a interposição de tecido fibroso na interface osso-implante, porém Brunski (1992) ressaltou que micro e macromovimentos produzidos sobre os implantes na fase de cicatrização levariam a perda dos mesmos, tanto no protocolo de dois estágios, como no de um estágio cirúrgico. Verificou também que com uma esplintagem rígida os macromovimentos seriam dissipados durante a carga imediata sobre implantes. Isto os tornaria capazes de resistir a um crítico grau de movimento na interface osso-implante. Chausu *et al.* (2001) ressaltaram que o movimento do implante por si só não pode ser considerado como prejudicial à integração óssea e sim a quantidade de movimento é que poderia comprometer o processo de cicatrização.

### **2.3.3 Estudos Clínicos com Carga Imediata**

Vários autores com estudos de longo prazo indicam a técnica de carga imediata como uma alternativa de alta previsibilidade (Chiapasco *et al.*, 1997; Schnitman *et al.*, 1997; Tarnow *et al.*, 1997; Piatelli *et al.*, 1997); na mesma corrente, Brånemark *et al.* (1999) definiram que a utilização de carga imediata é possível, quando existem adequadas condições locais e gerais do paciente.

Com estes resultados de sucesso e caracterizações biológicas do processo da carga imediata, no entanto, Nkenke & Fenner (2006) fizeram uma avaliação dos estudos disponíveis para avaliar os resultados da carga imediata encontrando que os dados são insuficientes e que os estudos têm amostras pobres para avaliar o uso de carga imediata. Isto também implica que as indicações ainda não poderiam ser definidas. Além disso, existe pouca evidência dos fatores de risco associados á carga imediata de implantes (Hobkirk & Wiskott, 2006) o que também dificulta sua inserção como protocolos definidos. Gapski *et al.* (2003) numa revisão de 20 anos de pesquisa, estabelece como conclusão que os resultados de tratamentos realizados com “*overdentures*” mandibulares com protocolos de carga imediata e de carga convencional não têm diferença no sucesso, e que as características da cirurgia, hospedeiro, desenho e tipo do implante, e finalmente a oclusão podem influenciar nos resultados da carga imediata. Segundo Wohrle (1998), o emprego de apenas uma cirurgia com carga imediata controlada em edêntulos completos simplifica o procedimento, propiciando maior rapidez e satisfação ao paciente na reabilitação oral. A reabilitação protética deve manter os implantes com esplintagem por meio de barras rígidas, preferencialmente, com assentamento passivo, evitando dessa forma, micromovimentações que possam induzir a formação de uma cápsula fibrosa (Neugebauer *et al.*, 2006). Desta forma, as indicações tradicionais no uso de carga imediata são geralmente associadas ao edentulismo total. Tarnow *et al.*(1997) recomendaram o uso de implantes com carga imediata em indivíduos selecionados com edentulismo total, nos quais a ação de esplintagem bilateral seria fundamental, sendo que a quantidade ideal de implantes seriam de cinco na mandíbula e oito na maxila. O comprimento dos implantes utilizados deveria ser de pelo menos 8,5mm (plataforma larga) ou 10 mm (plataforma regular), recebendo um torque mínimo de 40 N/cm<sup>2</sup>. Destacaram também a importância da qualidade óssea (osso tipo I e II), a necessidade do ajuste oclusal preciso e o máximo contato entre o osso cortical e o implante no momento da instalação.

Estes dados demonstram que depois de anos de trabalho, somente existe um protocolo de carga imediata definido até hoje; este é em “*overdentures*” mandibulares, tratamento bem documentado e que bom prognóstico (Szmukler-Moncler *et al.*, 2000; Gapski *et al.*, 2003; Cochran *et al.*,

2004). Num estudo multicentrico retrospectivo, Chiapasco *et al.* (1997) avaliaram 226 pacientes com “overdentures” mandibulares sob quatro implantes. Seus resultados foram similares aos obtidos por Schröder *et al.* (1983), quando encontro um 97% de sucesso nos tratamentos, sendo eles indiferentes ao sistema de implante utilizado. Chiapasco *et al.* (2007) também apresentaram similares resultados em mandíbulas enxertadas com osso de parietal em três anos de acompanhamento. O êxito de “overdentures” está relacionado com a fixação dos implantes (Szmukler-Moncler *et al.*, 2000), deixando em dúvida os resultados com implantes unitários, onde não pode ser feita uma fixação desse tipo.

Nos casos de próteses fixas plurais, os indicadores de sobrevida são menores, porém aceitáveis. No estudo de Degidi & Piatelli (2005) fizeram o acompanhamento de prótese fixa plural implanto suportadas com carga dentro de 24 h., estabelecendo um sucesso a 7 anos de 93,5% e perda de 6 implantes somente dentro do primeiro ano. Os autores sugerem que a perda de implantes é devido a um excesso de carga na prótese, sinalando que a esplintagem dos implantes continua sendo importante. Nessa direção, Ottoni *et al.* (2005), demonstraram que o torque de inserção do implante unitário é mais importante que o local ou as características do implante na sobrevida quando é submetido a carga imediata (coroas provisórias sem contato oclusal em posição cêntrica ou em movimentos de lateralidade) onde 9 dos 10 fracassos de implantes foi com um pobre torque de inserção de 20 Ncm. Os implantes que fracassaram não tinham signos de inflamação mais tinham perdas de inserção do tecido mole e também aumentada profundidade de sondagem. Em implantes com sucesso, as perdas ósseas há um ano não apresentaram diferença estatística com o grupo de carga convencional.

Em 10 pacientes maiores de 61 anos, Schincaglia *et al.* (2007) avaliaram o resultado de implantes de carga imediata com próteses plural num desenha “*splint mouth*”; somente implantes maquinados fracassaram e a maior perda do osso foi observada nestes mesmos implantes, mais sem diferença na estatística; os autores destacam que o resultado da técnica de carga imediata em prótese fixa de mais de duas unidades são satisfatórios com o uso de implantes com ou sem tratamento de superfície, quando o torque de inserção é maior a 20 Ncm. Ericsson *et al.* (2000) fizeram um reporte clínico com prótese

fixa unitária dentro das primeiras 24 h.; a prótese não tinha contato oclusal. Aos 12 meses de avaliação radiográfica, no grupo com carga imediata e com carga convencional observou-se 0,1 mm de perda óssea, mostrando similitude clínica e radiográfica nos dois protocolos cirúrgicos. Lorenzoni *et al.* (2003) fizeram um estudo clínico em 9 pacientes, com 12 implantes submetidos a carga imediata com colocação imediata a exodontia ou com colocação retardada (8 semanas) com torque de inserção maior a 32 Ncm, obtendo 100% de sobrevida. As conclusões foram que a carga imediata em zona estética era possível e passível de sucesso. Estes estudos concluem que a estabilidade primária é um dos fatores mais importantes em implantes de carga imediata ou de carga temprana e que a espiantagem é uma condição favorável para a sobrevida dos implantes (Lioubavina-Hack *et al.*, 2006).

## 2.4 Desenhos de implantes

Fernandes Ede *et al.* (2000) verificaram por meio de estudos histológicos que um contato maior e mais rápido pode ser atingido com implantes que incorporam tratamento de superfície, e destacaram também que vários desenhos de implantes podem permitir fixação suficiente para resistir à carga funcional mais cedo do que se pensava originalmente. O tratamento de superfície do implante tem sido amplamente estudado, existindo suficiente evidência demonstrando sua efetividade no aumento do contato osso-implante (Schröder *et al.*, 1981; Rønold *et al.*, 2003; Schwarz *et al.*, 2007; Schwarz *et al.*, 2008). Muitas variações são presentes no mercado e ainda continuam experimentando novas alternativas.

O estudo de McMillan *et al.* (2000) mostra que as características dos implantes são importantes quando se avalia a densidade óssea perimplantar e também a densidade óssea entre as roscas do implante. Com essas condições clínicas, o desenho do implante tem que apoiar a decisão de fazer carga imediata (Nkenke *et al.*, 2003), embora a definição da morfologia do implante tenha alguma orientação para a formatação cônica.

Sakoh *et al.* (2006) desenvolveram um estudo *in vitro* em osso de porco, comparando implantes cônicos e cilíndricos com diferentes preparações do leito cirúrgico; os resultados com perio teste mostraram no implante

cilíndrico melhores resultados, mais nos valores de análise de frequência de ressonância não teve diferenças. Quando foi aplicada a técnica de “*push-out*” também não apresentaram diferenças. No entanto, na análise descritiva e na avaliação dos preparos cirúrgicos, os autores concluem que o sub-preparo em conjunto com implantes cônicos ofereceria maior estabilidade primária. Por outra parte, no estudo de Geurs *et al.* (2002) utilizando exclusivamente periotest para avaliar em três anos de acompanhamento 634 implantes mandibulares com próteses fixa completa, não existiram diferenças entre implantes cilíndricos com ou sem roscas.

Estudos biomecânicos em modelos fotoelásticos têm relatado a maior concentração de forças na região apical nos implantes cônicos comparado com uma distribuição mais homogênea nas regiões cervical, media e apical dos implantes cilíndricos (Jaimes, 2008). Modelos de análise finitos também demonstraram que as forças submetidas no implante cônico apresentam pouca transmissão de forças ao osso adjacente e maior transmissão ao “*abutment*” ou sistema protético quando comparado com os implantes cilíndricos (Quaresma *et al.*, 2008). Outros resultados de testes *in vitro* demonstraram também que o comprimento do implante junto com a qualidade óssea tem influência na distribuição das forças as quais é submetido o implante (Tada *et al.*, 2003). A estabilidade primária no implante foi avaliado por Wilmes *et al.* (2006); eles acharam que o torque de inserção do implante foi maior na morfologia cônica e que a estabilidade primária também foi maior em este tipo de implantes; os autores concluem que a avaliação óssea e as características dimensionais no implante são importantes para permitir adequada estabilidade primária.

Estudos em modelos animais demonstraram que o torque de inserção e remoção é maior no implante cônico que no implante cilíndrico, mais nas avaliações histomorfométricas e testes de análise de frequência de ressonância não apresentaram diferenças (Kim *et al.*, 2008). No entanto, o reporte de Becker *et al.* (2006) demonstrou que implantes com grande torque de inserção apresentariam menor estabilidade do implante depois de 3 meses de avaliação biomecânica e histológica.

Os resultados sugerem que não existiriam diferenças entre implantes cilíndricos e cônicos, porém os implantes cônicos poderiam oferecer

melhor resposta quando seja analisada a estabilidade primária e conseqüentemente maiores opções para fazer carga imediata.

## **2.5 Reparo Ósseo em Implantes Endosseos: Modelo Animal**

O estudo de Chappard *et al.* do ano 1999 observou, com técnicas de histomorfometria, uma quantidade de osso esponjoso em contato com o implante que foi diminuindo progressivamente nas avaliações; porém existiu um aumento do contato osso-implante junto com a quantidade óssea cerca do implante. Aposição mineral foi maior nos três meses que nos seis meses de avaliação, evidenciando uma diminuição na atividade de osteoblastos. Respeito da técnica cirúrgica, não existiria influência da presença ou não de retalho na cirurgia em termos de formação óssea e no contato osso-implante (Becker *et al.*, 2006).

Em mandíbulas de porcos, Meyer *et al.* (2003) fizeram 4 implantes em cada animal, dos quais 16 foram de carga imediata. Eles usaram um implante 100% cônico e roscado de 10 mm., empregando o parafuso cicatrizador como elemento de recepção de carga; foram realizadas avaliações as 1, 3, 7 e 14 dias posterior à inserção do implante. Os autores demonstraram nas primeiras avaliações que a forma da estrutura óssea e a qualidade da mesma não diferiam entre implantes de carga imediata e implantes sem carga; também, nas últimas avaliações não existiram diferenças no modelo celular de crescimento nem na mineralização óssea associados a implantes de carga imediata ou sem carga. No nível celular, também não existiram diferenças em termos de presença de osteoclastina, osteonectina e outros indicadores de mineralização. Os resultados de Zechner *et al.* (2004) também enfatizam o fato que a recuperação óssea seria similar no modelo animal canino quando foram utilizado implantes de um ou dois estágios cirúrgicos em mandíbulas com diferentes protocolos de carga.

Com a aplicação de carga imediata, um contato íntimo, sob pressão, é obtido imediatamente após a colocação do implante. Entre 3 e 28 dias, após o primeiro estágio, começam a ocorrer mudanças na interface óssea, fazendo com que a quantidade de contato osso/implante diminua. Esta perda de contato é temporária e permanece até que apresente neoformação óssea e

osseointegração. De esta forma, a fase inicial de cicatrização, entre as quatro primeiras semanas, é crítica devido a que o osso que envolve o implante sofre uma deformação plástica ainda não recuperada pela neoformação óssea (Hanawa *et al.*, 1997; Dhert *et al.*, 1998; Esposito *et al.*, 1998 ). McAllister & Frangos (2000) sugerem que a deformação cíclica do tecido ósseo sob carga funcional seria provavelmente para promover o fluxo do fluido dentro de vários espaços na matriz óssea, assim como possivelmente conectar a circulação aberta na medula. Este fenômeno pode apresentar uma influência controlada sobre a qualidade da fase de remodelação, que permite ao osso adjacente no implante adaptar-se à carga funcional de mastigação.

Levy *et al.* no ano 1996 estudaram em quatro cães *beagle* a instalação de 3 implantes em cada hemimandíbula sendo um lado com implantes submersos, que depois foram submetidos a instalação de parafuso cicatrizador, e outro com implantes não submersos. Na formação óssea demonstraram a maior formação em relação aos implantes submersos. Na avaliação de formação cervical não existiu diferença, porém na formação óssea apical existiu diferença significativa; os implantes estudados não apresentavam roscas mais sim apresentavam tratamento de superfície. O estudo de Weber *et al.* (1996) instalou 3 implantes submersos e não submersos em cada hemimandíbula de cão depois de três meses de realizada a exodontia. Três meses depois da instalação, os implantes submersos foram submetidos à instalação de cicatrizador e seis semanas depois foi realizada o sacrifício dos animais. Não foi observada diferenças na posição cervical vertical do osso; no entanto, a presença de tecido conetivo cervical perimplantar foi estadisticamente menor em implantes de duas fases cirúrgicas, demonstrando que o reparo do tecido mole é igualmente satisfatório entre implantes de uma e duas fases cirúrgicas.

O estudo de Traini *et al.* (2005) demonstrou que a carga imediata leva a uma orientação diferente das fibras colágenas ao compará-las com implantes sem carga. Desta forma, um implante de carga imediata apresenta maior quantidade de fibras transversas que longitudinais, apresentando diferença estatística significativa; por outra parte, a quantidade de fibras colágenas foi menos em implantes de carga imediata que em implantes não submetidos a carga. Agora, ainda controversial, existiria uma relação entre

maior nível de fibras colágenas transversais e uma cortical óssea mais densa para o suporte de forças transmitidas ao osso proximal (Kalmey & Lovejoy, 2002). E novamente, como um ponto já avaliado, junto às características de reparo ósseo, o desenho do implante tem importância na distribuição das forças no osso (Hanson & Werke, 2003).

O estudo de Nkenke *et al.* (2005a, 2005b) feito em porcos, demonstrou que aposição de tecido mineral é praticamente igual entre implantes de carga imediata e implantes não submetidos a carga e a quantidade de osso em contato com implante foi similar nos dois grupos. A densidade do osso perimplantar e do osso em contato com a rosca do implante também não mostrou diferença. Os autores concluem que a fixação rígida dos implantes é um fator crucial para o sucesso dos implantes, já que o fracasso de alguns implantes ocorreu quando a fixação foi perdida e os implantes apresentaram mobilidade e contato com tecido fibroso.

Romanos *et al.* (2002, 2003) estudaram o comportamento de implantes endosseos em mandíbulas de primates não humanos, realizando exodontias de pré-molares 3 meses antes da implantação. Foram feitas instalação de três implantes em cada hemimandíbula sendo: um grupo controle com implante submerso sem carga, outro grupo com implante submerso e instalação de cicatrizador e próteses depois de 3 meses e outro grupo com instalação de implantes esplitados por prótese provisória e posteriormente definitiva. A avaliação histomorfométrica demonstrou que contato osso implante de 50% no grupo sem carga, 68% no grupo de carga retardada e 64% no grupo de carga imediata, sem diferença estatística entre eles. No osso apical presente entre as roscas e osso lateral próximo as roscas foi de 27% e 37% para o grupo sem carga, 65% e 74% para o grupo com carga retardada e 77% e 54% para o grupo de carga imediata, sendo estatisticamente maior a quantidade de osso no implante carregado imediatamente, concluindo que a carga imediata favorece a formação óssea entre as roscas. Em outro estudo similar, Romanos *et al.* (2001), avaliaram o comportamento dum implante de alma cônica e roscas progressivas. Observaram que em áreas de maior compressão existiu maior formação óssea; o tecido ósseo perimplantar não mostrou nenhum sinal de reabsorção e foi similar aos implantes do grupo controle.

Finalmente, o estudo de Büchter *et al.* (2006) desenvolveu em porcos diferentes testes de avaliação de torque e estudos histológicos, determinando que os implantes cônicos ofereçam excelentes propriedades de estabilidade primária quando foram avaliados depois de 7 e 28 dias de realizados os procedimentos cirúrgicos. No mediano prazo (9 meses de avaliação em macacos), a quantidade óssea em contato com implante é maior em implantes com carga imediata em mandíbula, quando comparadas a carga imediata em maxila (Piattelli *et al.*, 1998).

Estes estudos destacam semelhantes resultados nas avaliações no modelo animal entre implantes submetidos a diferentes protocolos de carga. É possível identificar que ainda não existe certeza nos fatores associados ao sucesso da carga imediata unitária.

### **3 PROPOSIÇÃO**

As propostas da literatura internacional sugerem que a qualidade óssea, a técnica cirúrgica, as características do implante e a união dos implantes teriam relevância no sucesso da carga imediata, sendo poucos estudos os que avaliam o resultado comparativo de diferentes desenhos de implantes e variados protocolos de carga. Sendo assim, é preciso quantificar a presença óssea associada a diferentes modalidades de carga unitária e diferentes desenho de implantes.

#### **Hipótese**

A quantidade óssea nos vales do implante endósseo submetido a um modelo de carga precoce é similar à obtida nos vales do implante endósseos não submetidos a carga.

#### **Objetivo Geral**

Avaliar a quantidade de tecido ósseo associado à instalação de implantes com um modelo de carga precoce em cães.

#### **Objetivos Específicos**

1. Estabelecer a relação entre o protocolo de carga e a quantidade óssea presente nos vales num período de três e seis semanas.
2. Estabelecer a relação entre o desenho de implante endósseo e a quantidade óssea presente nos vales.
3. Estabelecer a relação entre a região do implante e a quantidade óssea nos vales do implante.

## 4 METODOLOGIA

### 4.1 Amostra, Modelo Animal e Implantes Estudados

O estudo foi realizado em nove cães machos mantidos no Biotério da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP). O protocolo da pesquisa foi aprovado pelo comitê de ética para o trabalho em pesquisa animal da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) com o protocolo numero 1262-1 (Anexo 1).

O peso de cada cão variou entre 10 e 20 kg com uma idade de 3 a 5 anos, sem distinção de raça. Cada cão foi mantido em condições semelhantes durante a fase de desenvolvimento da pesquisa, tanto em alimentação como nas condições de manutenção. Os animais foram submetidos a dois procedimentos cirúrgicos, sendo o primeiro de exodontia e o segundo de instalação do implante, com intervalo de três meses entre cada cirurgia. Cada animal recebeu quatro implantes osseointegráveis na região de mandíbula, sendo:

- Dois implantes de marca Neodent® (Titamax CM® 3,75 x 11 mm), de tipo cilíndrico.
- Dois implantes da marca Conexão® (Conect AR® 3,75 x 10 mm), de tipo cônico.

No grupo teste foram aqueles implantes (um de cada marca) que receberam a instalação do parafuso cicatrizador de 7 mm da mesma marca respondendo ao protocolo de restauração imediata (Cochran *et al.*, 2004), proposto por Meyer *et al.* (2003) no modelo animal; este protocolo foi nomeado como modelo de carga precoce, por não apresentar instalação do verdadeiro elemento protético e não apresentar a real carga imediata que exige contato oclusal; os implantes do grupo controle foram instalados numa fase cirúrgica, sendo instalado parafuso de cobertura, respondendo aos critérios de implantes submerso. O implante selecionado para a instalação do parafuso cicatrizador foi aquele que encontrava se na posição mesial (Figura 1).

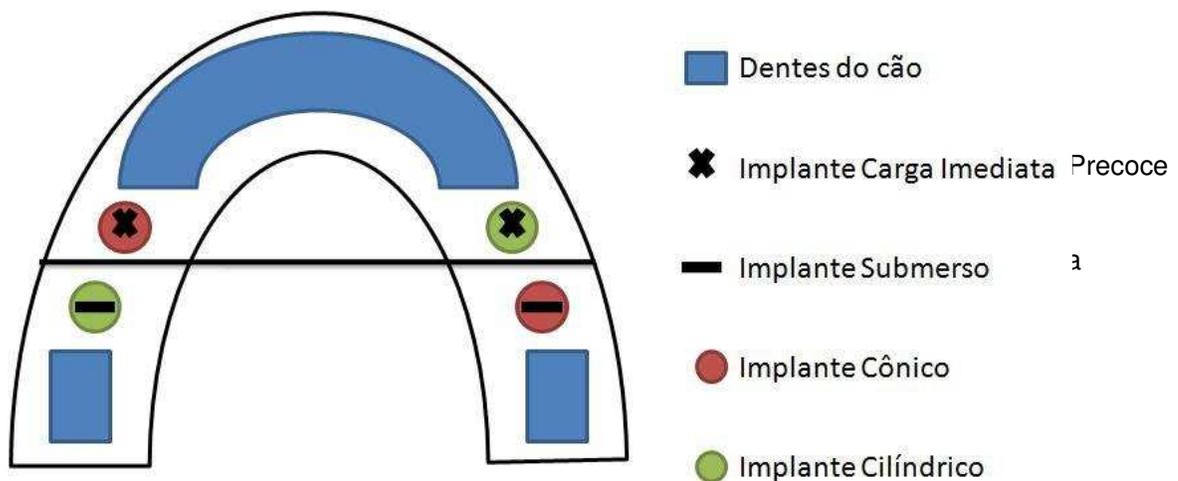


Figura 1: Distribuição espacial da posição de dentes e implantes no procedimento experimental em cães.

1. **Implante Cônico** (*Conexão Conect AR® hexágono interno 3,75 x 10 mm*). Implante com superfície tratada pelo sistema Porus, com formatação cilíndrica, porém com conicidade no terço médio e apical, indicado em instalação de implantes em osso tipo I, II e III (Leckolm & Zarb, 1985) (Figura 2).

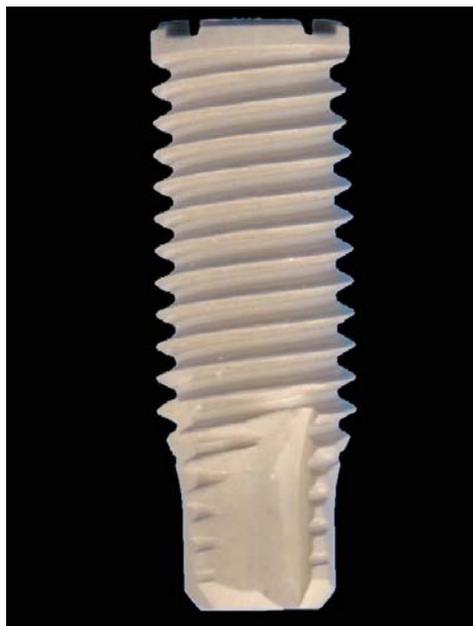


Seqüência cirúrgica:

1. Fresa lança
2. Fresa piloto 2.0 mm
3. Fresa helicoidal de 3.0 mm
4. Instalação manual
5. Torque com chave catraca (30N)
6. Instalação de parafuso de cobertura ou cicatrizador.

Figura 2: Implante *Conexão Conect AR® hexágono interno 3,75 x 10 mm*

2. **Implante Cilíndrico** (*Neodent Titamax CM® cone morse 3,75 x 11 mm*).  
Implante de superfície porosa, com diâmetro cervical igual ao diâmetro do implante indicado na instalação em osso tipo I e II (Leckolm & Zarb, 1985) (Figura 3).



Seqüência cirúrgica:

1. Fresa lança
2. Broca Titamax 2.0 mm
3. Fresa piloto 2/3
4. Broca Titamax 3.0 mm
5. Fresa piloto CM 3/3,75
6. Instalação manual
7. Torque com chave catraca (30N)
8. Instalação de parafuso de cobertura ou cicatrizador.

Figura 3: Implante *Neodent Titamax CM® cone morse 3,75 x 11 mm*

#### 4.2 Análise com Microscopia Eletrônica de Varredura dos Implantes (MEV)

Os dois implantes utilizados foram estudados mediante microscopia eletrônica de varredura no sistema JEOL-JSM, modelo 5600LV, do Centro de Microscopia Eletrônica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, com o objetivo de identificar as características morfológicas da alma, das roscas e dos vales dos implantes; as análises foram realizadas estudando separadamente as regiões cervical, média e apical, estabelecendo também as dimensões de profundidade e altura da rosca na região media do implante. Foram utilizados os aumentos de 25X e 30X para apresentar os resultados.

### 4.3 Procedimentos Cirúrgicos

Todos os animais foram submetidos aos procedimentos cirúrgicos na sala de cirurgia do Biotério da FOP-UNICAMP em condições de assepsia e anti-sepsia controladas. Antes de cada cirurgia, os animais foram pesados para estabelecer as doses apropriadas dos anestésicos e analgésicos.

A primeira intervenção correspondeu à exodontia dos premolares mandibulares bilaterais; os animais foram anestesiados de forma geral com <sup>1</sup>Ketamina (10 mg/kg) (Francotar®) e <sup>2</sup>Cloridrato de xilazina (0,03 ml/kg) (Rompun®), via intramuscular. Dez minutos antes de aplicação dos anestésicos foi aplicada <sup>3</sup>atropina na dosagem de 0,06 gr/kg por via intramuscular. Posteriormente foram utilizadas as técnicas de anti-sepsia intra e extraoral com <sup>4</sup>PVPI tópico (Pilivinil Pirrolidona em solução aquosa). Foi realizada a exodontia dos premolares em cada cão, homogeneizando as exodontias em todas as amostras, iniciando com a aplicação de 1,8 ml de <sup>5</sup>lidocaína ao 2% com epinefrina (1:100.000) (Anestcar®) com objetivo de obter hemostasia regional no sitio cirúrgico (Figura 4 apresenta a seqüência cirúrgica). Foi realizada a incisão intrasulcular e a odontosecção com broca 702 para alta rotação em todos os dentes visando a morfologia biradicular dos dentes e tentando realizar uma exodontia sem fratura dentária nem óssea. Na seqüência utilizou-se extrator reto para realizar a luxação dentaria e fórceps número 69 para a extração do mesmo; a escolha do fórceps respondeu as necessidades do procedimento cirúrgico e à comodidade para o operador desenvolver a técnica. A seguir foi realizada a irrigação regional com <sup>6</sup>soro fisiológico estéril à 0,9% e a sutura com fio cat-gut 3-0 cromado e finalmente foi aplicado Metamizol Sódico em dosagem de 25 mg/kg IM, descansando, finalmente, cada animal na sua gaiola.

---

<sup>1</sup>Francotar® – Virbac do Brasil Industria e Comércio Ltda. – São Paulo

<sup>2</sup>Rompun® – Bayer S.A. O Saude Animal

<sup>3</sup>Sulfato de atropina – Ariston

<sup>4</sup>Hi-Odin – Halex e Istar Laboratórios- Ind. Brasileira

<sup>5</sup>Anestcar – São Paulo.

<sup>6</sup>Fresenius Laboratórios Ltda

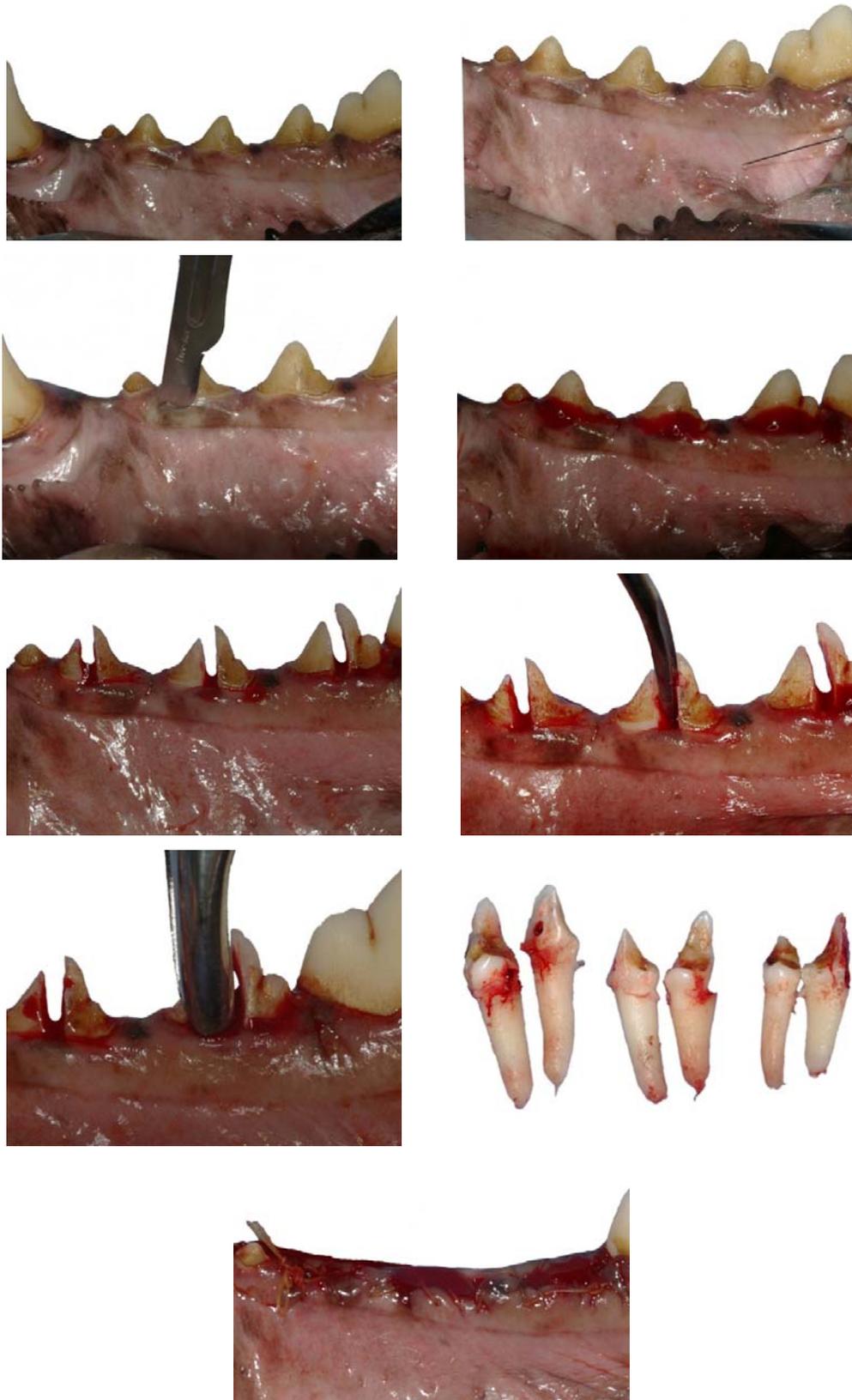


Figura 4: Seqüência de exodontia empregada nos cães. O procedimento foi padronizado segundo a técnica convencional de exodontia aplicada em humanos.

Os animais foram mantidos com ração animal MaxPerformance® amolecida em água para alimentação por 2 semanas. Posteriormente foram submetidos à ração animal normal.

Depois de três meses de cicatrização e reparo ósseo, o sítio cirúrgico estava íntegro e sem alterações clinicamente visíveis do reparo do tecido mole; os animais foram submetidos a novo procedimento cirúrgico para instalação dos implantes com idênticas condições de anestesia. Junto com as técnicas de anti-sepsia foi iniciada a seqüência cirúrgica, primeiramente com infiltração da solução anestésica de lidocaína 2% com epinefrina 1:100.000 (1,8 ml) com o objetivo de obter hemostasia regional (Figura 5 apresenta a seqüência cirúrgica para a instalação dos implante).

Foi realizada apenas uma incisão linear com lâmina de bisturi número 15 e decolamento do tecido mole na direção lingual e vestibular; não foi realizada incisão de alívio. Primeiramente foi instrumentado o leito do implante distal, distante 12 mm posterior ao canino e posteriormente o implante mesial, distante 4 mm do canino. Foi utilizada seqüência de preparo estabelecida pelo fabricante com motor e contraângulo a 2.000 rpm. Na hemimandíbula direita foi instalado o implante da marca Neodent em posição mesial e da marca Conexão em posição distal; na hemimandíbula esquerda a ordem foi invertida. Todos os implantes mesiais foram instalados com o parafuso cicatrizador da marca comercial respectiva com 7 mm de comprimento; eles foram também apertados com a chave indicada. Nenhum parafuso cicatrizador teve contato oclusal, porém foram submetidos a cargas de mastigação e função dentaria. Os implantes da região distal foram instalados com o parafuso de cobertura do implante. A sutura continua foi realizada com fio cat-gut 3-0.

Os animais foram submetidos a mesma medicação analgésica que na primeira cirurgia e foram mantidos em condições de alimentação leve pelo tempo correspondente ao estudo (6 semanas).



Figura 5: Seqüência de instalação dos implantes empregada nos cães, desenvolvida com orientações do fabricante. Na imagem observa-se a instalação do implante da marca Conexão® na posição distal e da marca Neodent® na posição mesial em conjunto com o parafuso cicatrizador de 7 mm. com ausência de contato oclusal.

#### 4.4 Sacrifício e Confeção das Lâminas

Foram escolhidos dois períodos de sacrifício, as tecer e sexta semanas posteriores à instalação dos implantes. Este foi realizada com sobredose do anestésico (três vezes a dose indicada) anteriormente utilizado (mistura de Ketamina com solução aquosa a 2% de cloridrato de xilazina); foi realizada a extração da amostra com ostectomia e a eliminação do tecido mole do bloco ósseo. Cada bloco foi mantido numa solução de <sup>7</sup>paraformaldeído a 4% em tampão de fosfato por 48 horas. A descalcificação óssea iniciou-se com <sup>8</sup>Na<sub>3</sub>C<sub>6</sub>H<sub>5</sub>O<sub>7</sub>.SH<sub>2</sub>O (citrato de sódio) à 20% e <sup>9</sup>HCOOH (ácido fórmico) à 50% por 90 dias. Quando foi obtida suficiente desmineralização óssea foram extraídos os implante mantendo o processo de desidratação por outros 60 dias. No momento que estavam prontas para o processo de confeção das lâminas, as amostras foram cortadas com micrótomo no eixo longitudinal da área implantada, terminando com duas estruturas simétricas, das quais uma foi empregada para confeção das lâminas.

Posteriormente, a amostra foi submetida ao procedimento laboratorial com técnicas histológicas de rotina, iniciando com a lavagem das peças em água e desidratação com <sup>10</sup>álcool 70% por 12 horas, <sup>11</sup>álcool 80% por uma hora álcool 90% por uma hora e <sup>12</sup>álcool absoluto por mais uma hora, finalizando com a diafanização com <sup>13</sup>C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>(CH<sub>3</sub>)<sub>2</sub> (xilol®), com três trocas cada 20 minutos e infiltração em <sup>14</sup>parafina (paraplast®) por uma hora em estufa a 70º centígrados realizando-se 3 trocas de material.

---

<sup>7</sup> Polycienes, Inc. Warrington, P.A.

<sup>8</sup> Sódio citrato (P.A.-A.C.S) – Synth, Produtos para Laboratórios Ltda. Diadema – São Paulo

<sup>9</sup> Ácido fórmico (P.A) – Chemco, Industria e Comercio Ltda. Campinas – São Paulo

<sup>10</sup> Álcool 70% - Diamante's Industrial Ltda.

<sup>11</sup> Álcool 80% - Diamante's Industrial Ltda.), Álcool 90% - Diamante's Industrial Ltda.

<sup>12</sup> Álcool absoluto (99,5%) - Diamante's Industrial Ltda.

<sup>13</sup> Xilol (P.A) – Chemco, Industrias e Comercio Ltda. Campinas – São Paulo

<sup>14</sup> Paraplast plus – Labware – St. Louis – USA.

Cada bloco foi cortado seis vezes, com diferença de 6 µm entre cada corte, sendo de tipo seriado. Posteriormente, cada produto foi submetido a uma coloração de <sup>15</sup>Hematoxilina de Carazzi e <sup>16</sup>Eosina - Lison e colocado em lâminas de leitura microscópica; para a leitura, foram consideradas a lâmina mais central e com boas condições de leitura.

#### **4.5 Análise Histológica e Histomorfométrica**

Cada lâmina foi avaliada para estabelecer quais apresentavam as melhores condições de leitura, iniciando a seleção desde a lâmina de localização mais medial até a localização região mais lateral. No corte histológico, a leitura foi desenvolvida em dois vales por cada região, sendo cervical, media e apical do implante (seis vales por cada implante). Foi utilizado o <sup>17</sup>microscópio de luz com aumentos de 50X e 100X para realizar as análises. O estudo histomorfométrico linear de pontos foi desenvolvido com microfotografias de cada região selecionada em aumento de 50X e remetida ao software <sup>18</sup>Image-ProPlus® estabelecendo aumentos de zoom de duas vezes. Cada imagem foi avaliada sob uma grade de intersecções ou retículo de 0,1 mm, contabilizando os pontos de estrutura óssea presentes no vale. A área total de cada retículo foi de 0,01 mm<sup>2</sup> (0,1 x 0,1) e a somatória total de pontos positivos determinou a quantidade de estrutura óssea no vale (Figura 6). As observações foram realizadas por um avaliador com experiência. As avaliações histológicas foram desenvolvidas por um observador treinado.

A metodologia aplicada para obter a quantidade óssea total foi:

1. Soma de pontos com presença de osso nos dois vales;
2. Soma de pontos totais nos dois vales;
3. Divisão dos pontos obtidos pelos pontos totais;
4. Porcentagem da quantidade óssea total nos dois vales.

---

<sup>15</sup> E. Merck.Ag. Damarsta dt – Germany

<sup>16</sup> E. Merck.Ag. Damarsta dt – Germany

<sup>17</sup> Axiolab – ZEISS

<sup>18</sup> Image-Pro Plus®, version 4.5.0.29, Media Cybernetics, Inc.

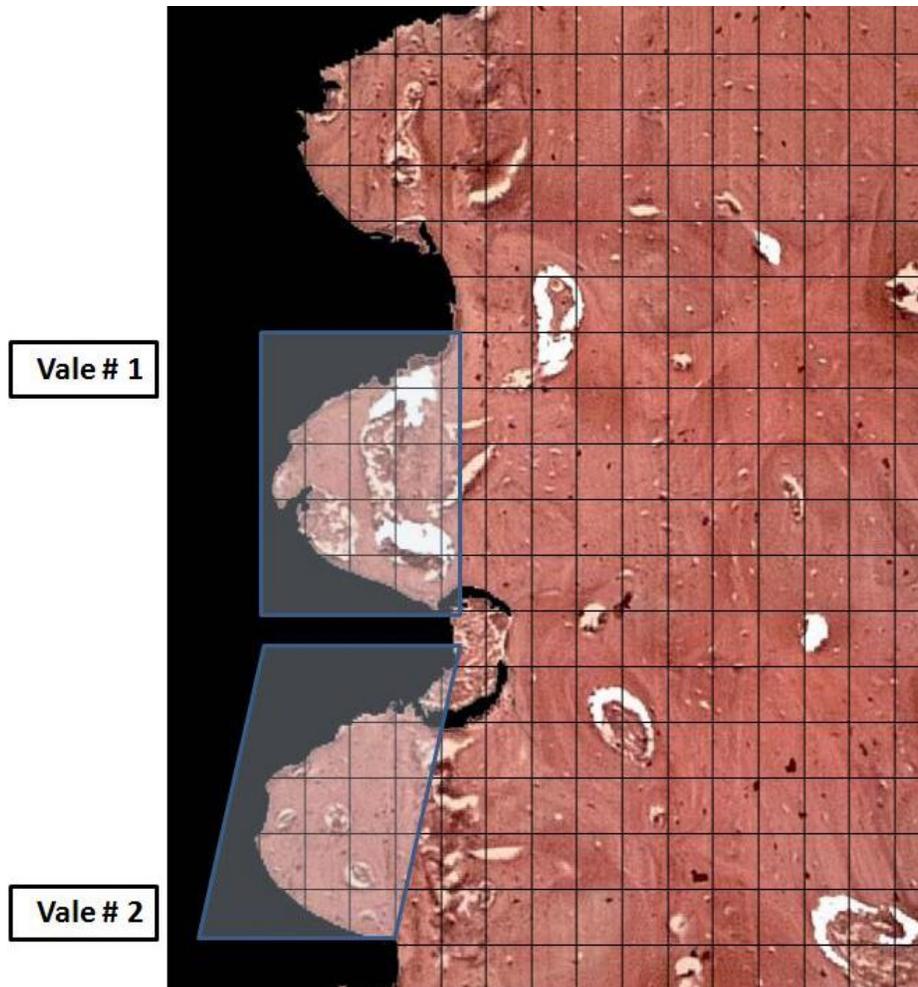


Figura 6: Reticulo de 0,1 x 0,1 mm sobre a imagem da região media de um implante Conect AR® (aumento 50X). Foram escolhidos dois vales, marcando uma linha limite desde a ponta de uma rosca até a ponta da outra rosca. Naquela área foi desenvolvida a seqüência já sinalada até obter o resultado final em porcentagem do osso presente na área estudada.

#### 4.6 Análise Estatística

As variáveis estudadas foram o tipo de implante (qualitativa nominal), tipo de carga do implante (qualitativa nominal), a região do implante (qualitativa nominal) e a quantidade de novo osso (quantitativa ordinal). Depois de avaliar as variâncias de cada grupo, foi selecionado a análise t teste utilizando o software BioEstat 5.0. Foi estabelecido o nível de significância em 5%.

## **5 RESULTADOS**

Depois da primeira cirurgia, o grupo de nove cães teve a perda de um animal produto, provavelmente, de doenças anteriores que não foram diagnosticadas na seleção deles. Depois da segunda cirurgia (colocação dos implantes), também registrou se a perda de outro animal, provavelmente associado também a doenças não diagnosticadas e à complexidade da cirurgia realizada. Não foi observada infecção ou complicações nos sítios cirúrgicos dos sete animais que finalizaram o estudo. Todos os procedimentos cirúrgicos e avaliações pós-cirúrgicas foram realizados por um médico veterinário treinado nestes procedimentos.

Dos 28 implantes instalados, foram avaliados 24 implantes; dois implantes foram perdidos durante o processo de reparo ósseo de três e seis semanas sendo um de tipo submerso e outro com carga imediata e os outros dois foram perdidos durante o processo de fabricação das lâminas.

Finalmente, dos implantes submetidos a avaliação histológica, 11 foram instalados com a técnica submersa e 13 implantes foram instalados com técnica de carga imediata sem contato oclusal; 3 animais foram sacrificados 3 semanas depois da instalação dos implantes e 4 animais com 6 semanas de avaliação. Onze implantes foram da marca Conexão (Conect AR®, cônico) e treze implantes foram da marca Neodent (Titamax CM®, cilíndrico).

### **5.1 Caracterização Morfológica Descritiva dos Implantes**

Os implantes foram submetidos à avaliação com microscopia eletrônica de varredura para identificar sua morfologia e algumas características antes de serem submetidos aos procedimentos cirúrgicos, comparando assim as características propostas pelo fabricante e as características identificadas na análise.

### **5.1.1 Implante Conexão Conect AR® 3,75x10 mm hexágono interno**

A empresa define este implante com as seguintes características:

1. Implante cilíndrico
2. Superfície tratada (Porus®)
3. Espiras geometricamente arredondadas
4. Micro-espiras em região cervical
5. Indicado para osso tipo I, II e III

As fotografias obtidas mediante microscopia eletrônica de varredura revelaram um implante de alma cônica e roscas com tamanho de aumento progressivo desde cervical até apical; estas características apresentam, finalmente, um implante com conicidade em alma e roscas (Figura 7 e 8). A profundidade do vale na região media apresentou 300  $\mu\text{m}$ , junto com 440  $\mu\text{m}$  de altura, mostrando no vale uma área de 1,32  $\text{mm}^2$  aproximadamente (Figura 9). Na área cervical as roscas foram de menor tamanho e na região apical observou-se maior conicidade com maior profundidade da rosca. Não foi realizada análise de superfície, mas na fotografia observou se homogeneidade da suas características.

Com esta morfologia de conicidade progressiva, optou-se por definir este implante como sendo de tipo cônico, recebendo este nome nas avaliações histológicas e histomorfométricas.

### **5.1.2 Implante Neodent Titamax CM® 3,75x11 mm cone morse**

A empresa define este implante com as seguintes características:

1. Implante cilíndrico
2. Diâmetro cervical igual ao diâmetro do implante
3. Superfície porosa
4. Dupla rosca com alto poder de corte
5. Indicado para osso tipo I e II

As fotografias mostram um implante completamente cilíndrico, mantendo o diâmetro de alma e roscas em toda a extensão do implante. Observou-se também uma leve conicidade na alma da região apical do implante com diminuição do tamanho das roscas (Figura 7 e 8). Na região cervical e média não foram observadas diferenças morfológicas nem na alma nem nas roscas. Na superfície observou-se diferenças morfológicas na região externa da rosca com a região interna, porém não foi determinada a diferença estrutural. Nos vales da região média observou-se um tamanho de 380 µm de profundidade e 590 µm de altura, apresentando uma área aproximada de 2,04 mm<sup>2</sup> (Figura 9).

Estas características morfológicas na avaliação fotográfica fizeram manter a definição de implante cilíndrico durante as avaliações histológicas e histomorfométricas.

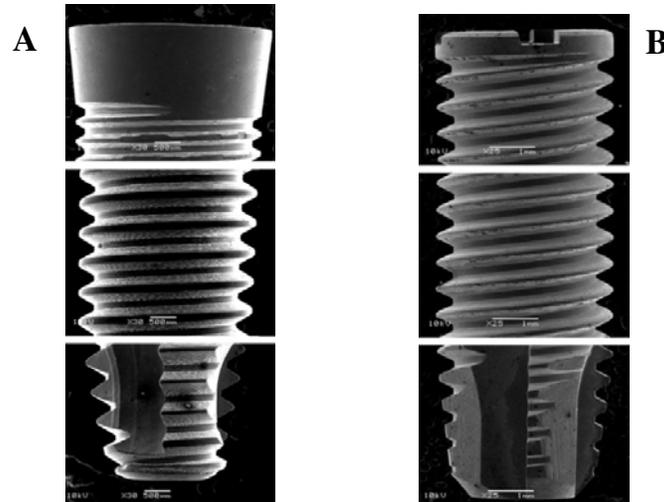


Figura 7: imagem por microscopia eletrônica de varredura mostrando os terços do implante analisado. A) implante Conexão® (cônico) (30x) evidenciando conicidade na sua alma com aumentos progressivos no tamanho das roscas. B) implante Neodent® (cilíndrico) (25x) caracterizado pela sua forma cilíndrica e manutenção do tamanho das roscas.

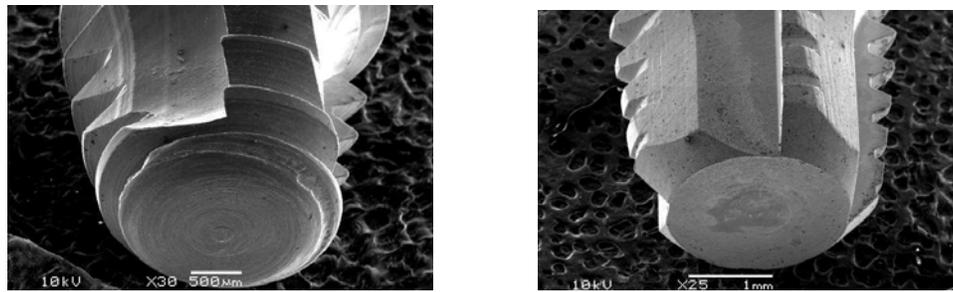


Figura 8: imagem da região apical dos implantes A) Conect AR®. Observa-se conicidade da alma e roscas agudas, com formação de roscas até a região basal do ápice do implante (Aumento de 30X). B) Titamax CM®. Observa-se uma conicidade menor à observada no implante Conect AR® e roscas de tamanho reduzido quando comparada ao outro implante utilizado. Observa-se também bom acabamento basal (Aumento de 25X).

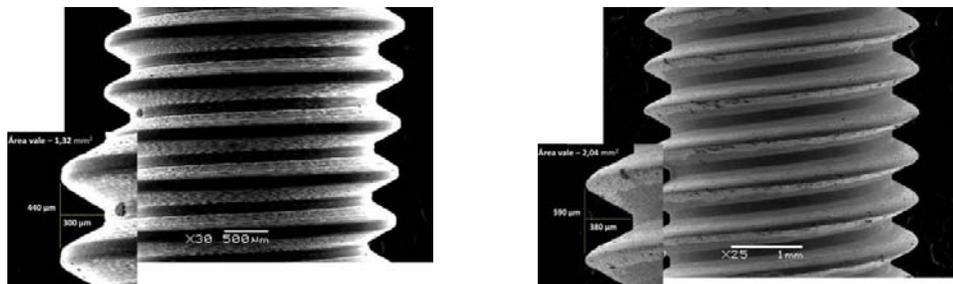


Figura 9: imagem da região média dos implantes e morfologia do vale. A) Conexão Conect AR®. Observa-se uma morfologia homogênea na conformação das roscas e na superfície do implante. Vale de área aproximada de  $1,32 \text{ mm}^2$  (Aumento de 30X). B) Neodent Titamax CM®. Observa-se uma morfologia homogênea na conformação das roscas e uma área externa da mesma com morfologia da superfície diferente à observada na profundidade da rosca, pelo tratamento de superfície ou por contaminantes. O tamanho do vale com área aproximada de  $2,04 \text{ mm}^2$  (Aumento de 25X).

## 5.2 Avaliação Histológica Descritiva

As avaliações histológicas nas áreas dos implantes foram realizadas nos materiais processados após a remoção do implante e seguiram uma seqüência de análise das regiões do terço cervical, terço médio e terço apical.

Sendo assim, a seqüência da análise foi a seguinte:

- I. Período de três semanas, submerso
  - a. Implante cônico – terço cervical, médio e apical.
  - b. Implante cilíndrico – terço cervical, médio e apical.
- II. Período de três semanas, modelo de carga precoce
  - a. Implante cônico – terço cervical, médio e apical.
  - b. Implante cilíndrico – terço cervical, médio e apical.
- III. Período de seis semanas, submerso
  - a. Implante cônico – terço cervical, médio e apical.
  - b. Implante cilíndrico – terço cervical, médio e apical.
- IV. Período de seis semanas, modelo de carga precoce
  - a. Implante cônico – terço cervical, médio e apical.
  - b. Implante cilíndrico – terço cervical, médio e apical.

### Lendas da figuras:

OP – osso pré-existente

VS – vasos sanguíneos

ON – osso neoformado

TC – tecido conjuntivo

TCF – tecido conjuntivo frouxo (tecido conjuntivo não mineralizado)

AH – área com células sanguíneas

LC – linha lamelar

AR – área de remodelação

- I. Período de três semanas, submerso
  - a. Implante cônico (Figura 10).

#### Terço cervical.

A região cortical apresentou uma estreita faixa basofílica necrótica. Notou-se a presença de uma superfície óssea ondulada devido à presença dos sulcos nos implantes. No interior desses sulcos observou-se um crescimento aposicional do tecido ósseo, com presença de tecido osteóide e trabéculas ósseas circundando vasos sanguíneos e próximos à interface com o implante notou-se a presença de células de tecido conjuntivo e células osteogênicas.

#### Terço médio.

Observou-se uma faixa espessa de neoformação óssea bastante trabecular com presença de osteoblastos, tecido conjuntivo frouxo e fibroso e vasos sanguíneos nos espaços lacunares. Algumas regiões da interface apresentavam tecido conjuntivo em contato com o metal do implante e próximo a esse tecido existiam núcleos de formação óssea. Observaram-se o tecido conjuntivo frouxo entre o osso neoformado e o osso pré-existente.

#### Terço apical.

A terço apical apresentou predominância de tecido conjuntivo frouxo, seguido de tecido conjuntivo fibroso, ambos ricamente celularizados e algumas células precursoras. Na sua porção mais superior o espaço foi ocupado por trabéculas de osso neoformado circundando vasos sanguíneos. Junto à interface notou-se a presença de tecido conjuntivo fibroso em toda extensão. Na região mais inferior do terço apical notou-se a presença de tecido conjuntivo frouxo.

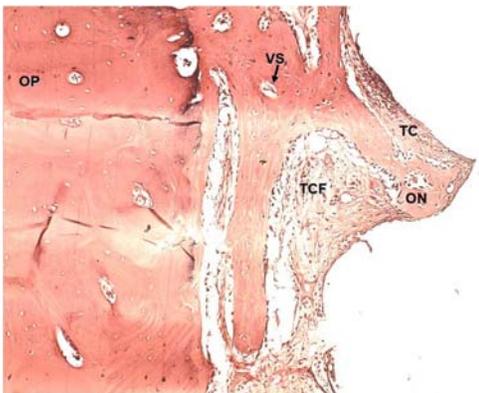
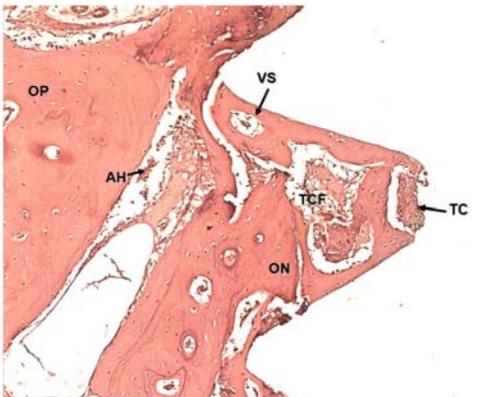
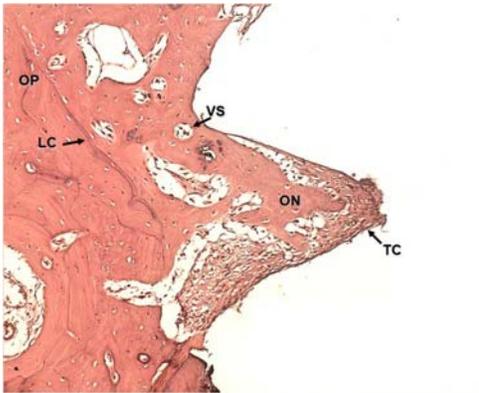


Figura 10: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 50X) em coloração de hematoxilina e eosina do implante cônico instalado com técnica submersa no primeiro período de sacrifício

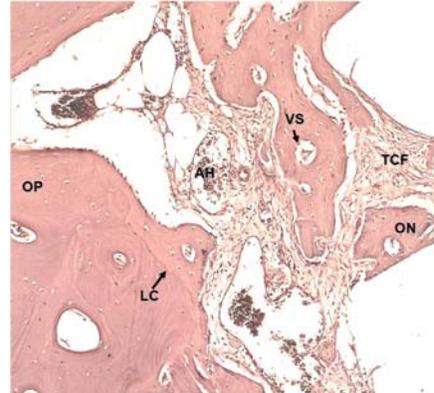
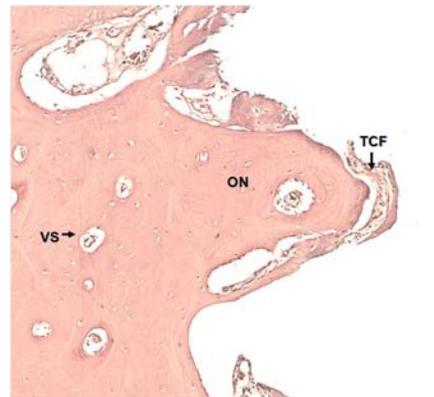
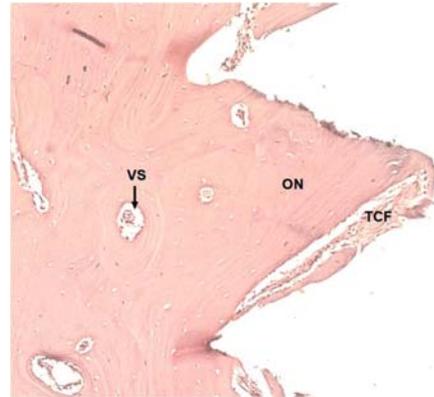


Figura 11: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 50X) do implante cilíndrico instalado com técnica submersa no primeiro período de sacrifício

b. Implante cilíndrico (Figura 11).

Terço cervical.

Notou-se em alguns cortes, presença de fragmentos de osso necrótico na interface osso/implante. Observou-se nessa região, uma neoformação óssea preenchendo quase que totalmente os sulcos do implante. Esse tecido ósseo tinha características de osso imaturo, apresentando vasos sanguíneos e tecido conjuntivo frouxo no interior dos espaços lacunares.

Terço médio.

Neste terço também se observou à presença de fragmentos de osso necrótico na interface osso/implante, principalmente na sua porção mais superior. Havia presença de tecido conjuntivo frouxo, vasos sanguíneos e áreas de ossificação, inclusive na interface com o implante. A coloração do osso neoformado era um pouco homogênea, e descrevia um padrão imaturo.

Terço apical.

Neste terço observou-se presença de tecido conjuntivo frouxo ricamente celularizado circundando algumas trabéculas ósseas neoformadas e algumas áreas hemorrágicas. O osso neoformado se encontrava praticamente no interior do sulco da rosca do implante e, na maior extensão da interface entre implante e tecidos neoformados existia tecido conjuntivo frouxo organizado, além de vasos sanguíneos e núcleos de formação óssea de tamanhos variados. Era possível notar a presença da linha cimentante entre o osso neoformado e o osso pré-existente.

- II. Período de três semanas, com carga imediata.
  - a. Implante cônico (Figura 12).

#### Terço cervical.

Notou-se a presença de tecido ósseo neoformado, principalmente no interior dos vales da rosca do implante, circundando vasos sangüíneos e próximo à interface osso/implante observou-se presença de tecido conjuntivo frouxo, que em algumas amostras preenchia quase que totalmente o primeiro sulco. Notou-se também, junto à interface uma camada óssea basofílica necrótica de espessura delgada. Existia uma linha cimentante nítida entre o osso pré-existente e o osso neoformado, o qual apresentava as ondulações correspondentes ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos.

#### Terço médio.

Neste terço notou-se a presença de tecido ósseo neoformado bastante trabecular com presença de osteoblastos circundando vasos sangüíneos, tecido conjuntivo fibroso e tecido conjuntivo frouxo. Preenchendo os sulcos do implante existiam trabéculas ósseas neoformadas e tecido conjuntivo fibroso, sendo que este último em alguns sulcos se encontrava junto à interface com o implante. Observou-se também uma fina camada basofílica necrótica junto à interface osso/implante.

#### Terço apical.

Apresentou um tecido medular bastante celularizado. Existia presença de fragmentos de osso não vital na interface osso/implante em quase toda sua extensão. Notou-se a presença de tecidos conjuntivos frouxo e fibroso ricamente celularizados junto à interface com o implante, sendo que o primeiro em algumas amostras preenchia quase que totalmente alguns sulcos das roscas do implante. Circundados pelo osso neoformado existia a presença de vasos sangüíneos

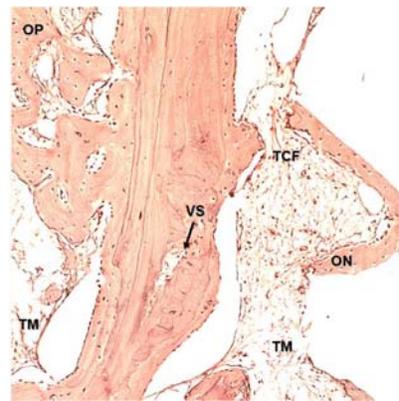
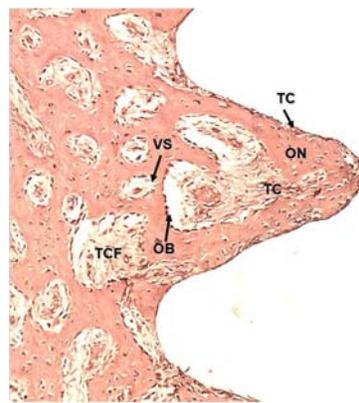
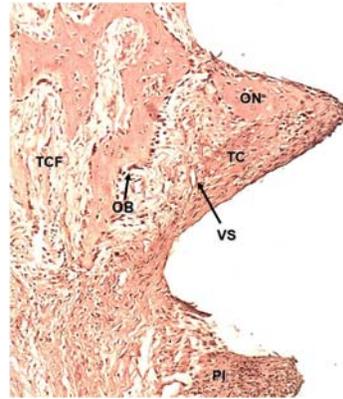
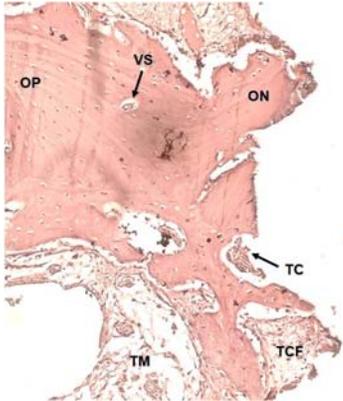
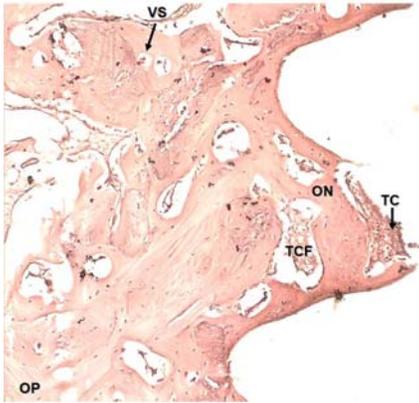
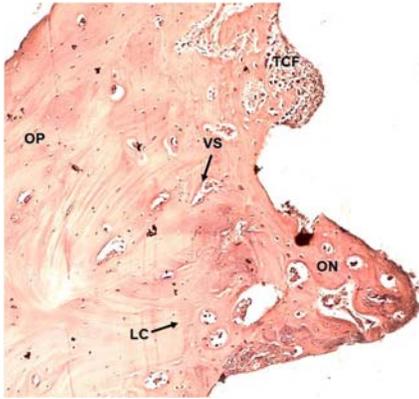


Figura 12: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 5X) do implante cônico instalado com o modelo de carga precoce no primeiro período de sacrifício

Figura 13: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 5X) do implante cilíndrico instalado com o modelo de carga precoce no primeiro período de sacrifício

b. Implante cilíndrico (Figura 13).

Terço cervical.

Este terço encontrou-se quase que totalmente preenchido por tecido conjuntivo fibroso. Também se observou algumas áreas de tecido conjuntivo frouxo e algumas trabéculas ósseas neoformadas. Existia a presença de feixes de células osteogênicas circundando vasos sanguíneos. Notou-se junto ao tecido conjuntivo, a presença de reação inflamatória de intensidade leve.

Terço médio.

Em algumas áreas observou-se a presença de um cordão de tecido conjuntivo fibroso junto à interface com o implante. Notaram-se uma neoformação óssea trabecular com presença de inúmeros osteoblastos, vasos sanguíneos e tecidos conjuntivos frouxo e fibroso no interior dos espaços lacunares. Algumas amostras apresentaram algumas áreas de uma fina camada óssea basofílica necrótica

Terço apical.

Apresentou tecido medular bastante celularizado. Existia uma camada espessa de tecido conjuntivo frouxo próximo à interface com o implante e à medida que se afastava desta, aumentava a proporção de células adiposas. Na maior extensão da interface entre o implante e o tecido medular existia uma linha de tecido conjuntivo além de poucos vasos sanguíneos e núcleos de formação óssea de tamanhos variados próximos à interface com o implante.

- III. Período de seis semanas, submerso.
  - a. Implante cônico (Figura 14).

#### Terço cervical.

Observou-se a presença de tecido ósseo neoformado circundando vasos sangüíneos e com a presença, em seus espaços lacunares, de tecido conjuntivo em colagenização. O grau de formação óssea parecia alcançar todos os sulcos deste terço, porém de maneira incompleta, com a presença de tecido conjuntivo, algumas vezes junto à interface com o implante. Essa interface apresentou osso neoformado e adjacente ao implante foi possível observar tecido conjuntivo e vasos sangüíneos.

#### Terço médio.

Neste terço havia um preenchimento com tecido ósseo neoformado dos vales do implante, onde se notou o processo de osteogênese bastante estimulado. Observou-se a presença de inúmeros vasos sangüíneos e áreas de tecido conjuntivo junto aos espaços lacunares do tecido ósseo neoformado. A superfície próxima à interface apresentou-se ondulada, devido ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos. Nas amostras analisadas, a região peri-implantar apresentava áreas de remodelação do tecido ósseo neoformado com regiões de reabsorção e adsorção de tecido ósseo.

#### Terço apical.

O tecido medular apresentou-se bastante celularizado, com predomínio de células adiposas. A porção superior do terço apical apresentou-se preenchido quase que totalmente pelo tecido ósseo neoformado ricamente vascularizado. Próximo à interface com o implante havia a presença de vasos sangüíneos, centros de ossificação e área de remodelação óssea. Em algumas amostras havia a presença de uma fina camada óssea basofílica necrótica adjacente ao implante. À medida que se afastava da interface notou-se a presença de tecido conjuntivo circundado por tecido ósseo neoformado. Ainda era possível observar a presença da linha cimentante entre o osso pré-existente e o osso neoformado.

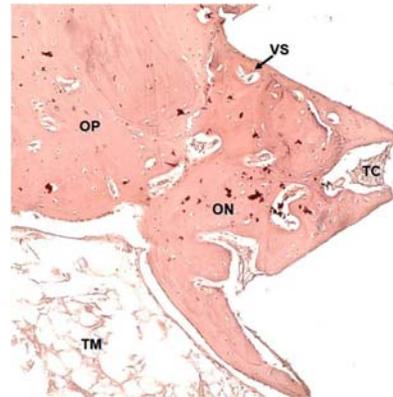
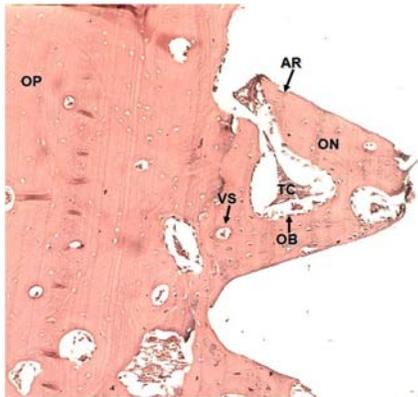
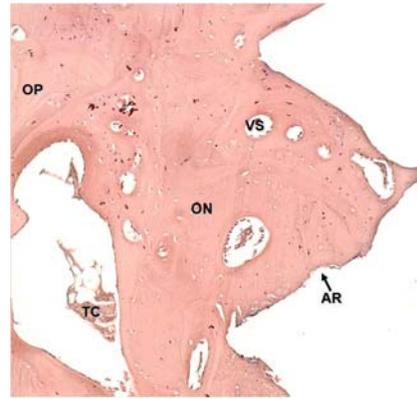
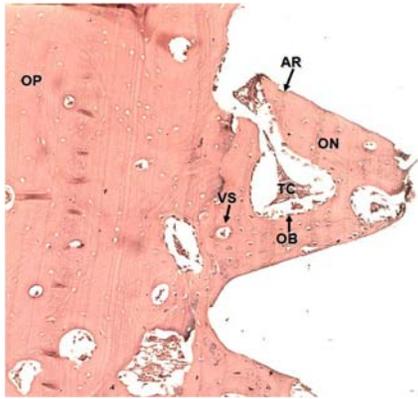
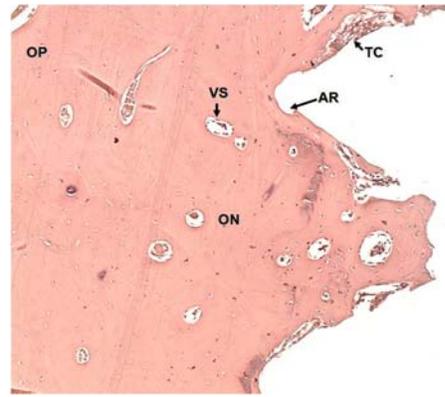
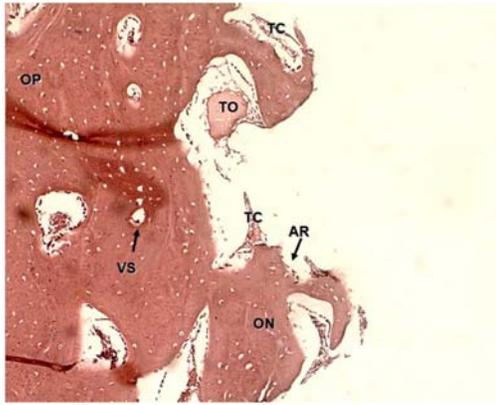


Figura 14: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 50X) do implante cônico instalado com técnica submersa no segundo período de sacrifício

Figura 15: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 50X) do implante cilíndrico instalado com técnica submersa no segundo período de sacrifício

b. Implante cilíndrico (Figura 15).

Terço cervical.

O terço cervical apresentou-se bem vascularizado com padrão característico com sistema de Harvers e lamelas concêntricas. Foi possível observar a diferença de coloração entre a matriz do osso pré-existente e do osso neoformado. Esse último apresentava característica mais maduras que a do período anterior, ainda apresentando inúmeros vasos sangüíneos e tecido conjuntivo em fase de colagenização. Junto à interface com o implante apresentou osso neoformado e adjacente ao metal foi possível observar áreas de tecido conjuntivo e vasos sangüíneos. Notaram-se também áreas de remodelação óssea, com pontos de reabsorção e adsorção de tecido ósseo junto à interface.

Terço médio.

Observou-se um osso neoformado de padrão compacto característico com sistemas de Harvers e lamelas concêntricas, que se apresentava com características mais maduras quando comparado ao período anterior. Em seu interior observaram-se vasos sangüíneos e tecido conjuntivo em fase de colagenização. Em algumas amostras ainda era possível observar um fina camada óssea basofílica necrótica junto à interface com o implante. Notaram-se também áreas de remodelação óssea, com pontos de reabsorção e adsorção de tecido ósseo junto à interface.

Terço apical.

O terço apical apresentou em sua região inferior a presença de tecido medular ricamente celularizado, com predomínio de células adiposas em relação aos outros tipos celulares da medula. A porção superior deste terço apresentou-se preenchido por tecido ósseo neoformado ricamente vascularizado. Próximo à interface com o implante notou-se a presença de tecido conjuntivo em fase de colagenização. Foi possível observar nitidamente a diferença entre o osso pré-existente e o osso neoformado.

- IV. Período de seis semanas, carga imediata.  
a. Implante cônico (Figura 16).

#### Terço cervical.

O terço cervical apresentou superfície ondulada referente ao crescimento ósseo para o interior dos sulcos das roscas do implante. O osso pré-existente apresentava sistemas de Harvers e lamelas concêntricas, além de coloração mais homogênea em comparação com o osso neoformado nos sulcos. Este último apresentou em seu interior inúmeros vasos sanguíneos. Próximo à interface com o implante, no fundo dos sulcos, notou-se a presença de vasos sanguíneos, tecido conjuntivo em fase de colagenização e áreas de remodelação óssea.

#### Terço médio.

O osso pré-existente apresentou-se com padrão compacto característico com sistemas de Harvers e lamelas concêntricas. Foi possível observar a nítida diferença entre a coloração do osso pré-existente e a do osso neoformado, sendo que a do primeiro apresentava-se mais homogênea. O osso neoformado apresentava características mais maduras quando comparado ao período anterior. No seu interior notou-se a presença de inúmeros vasos sanguíneos e algumas poucas áreas de tecido conjuntivo. A interface entre osso neoformado e implante apresentou algumas áreas de tecido conjuntivo em fase de colagenização adjacentes ao metal e áreas de remodelação óssea.

#### Terço apical.

Observou-se nessa região neoformação óssea com características mais maduras quando comparada com as amostras do período anterior. Este tecido ósseo neoformado apresentou em seus espaços lacunares inúmeros vasos sanguíneos e algumas áreas de tecido conjuntivo em fase de colagenização. Próximo à interface com o implante, também foi possível observar a presença de algumas áreas de tecido conjuntivo e vasos sanguíneos e centros de ossificação.

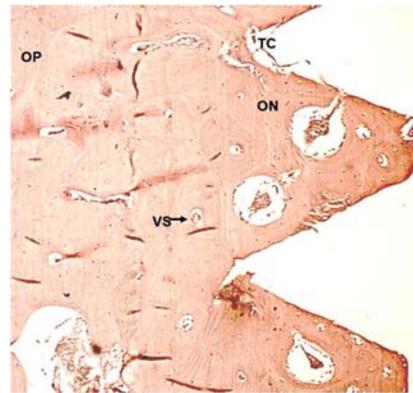
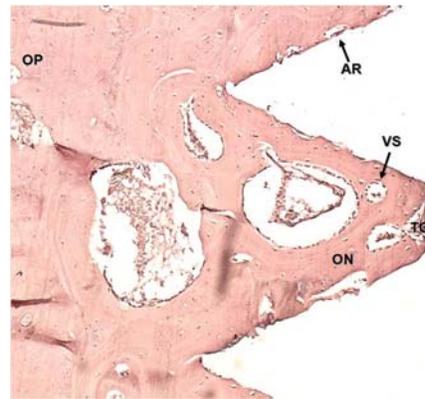
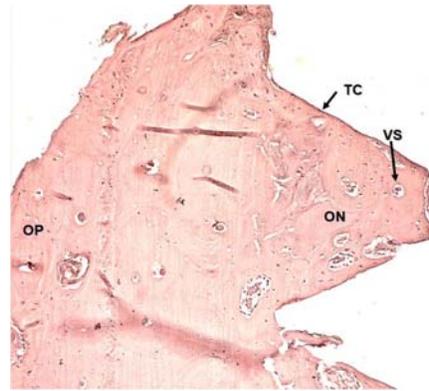
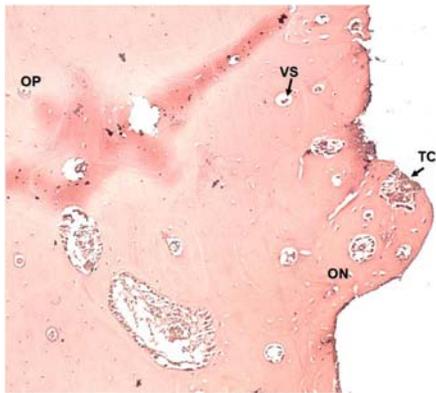
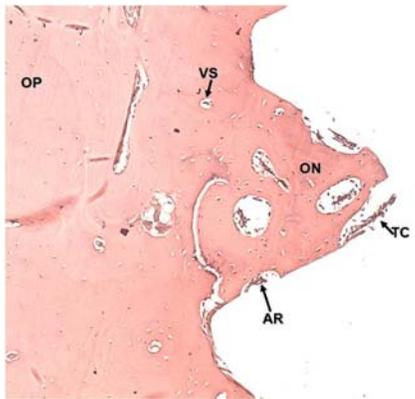
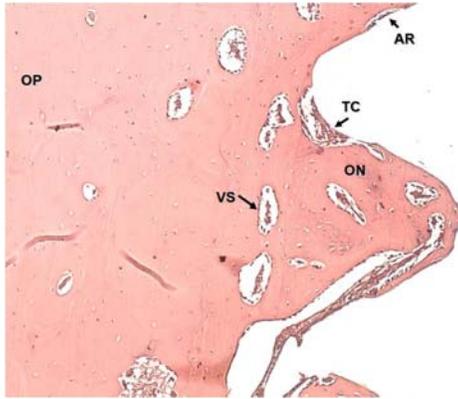


Figura 16: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 50X) do implante cônico instalado com o modelo de carga precoce no segundo período de sacrifício

Figura 17: Imagem histológica das regiões cervical, média e apical (Aumento de 50X) do implante cilíndrico instalado com o modelo de carga precoce no segundo período de sacrifício

b. Implante cilíndrico (Figura 17).

Terço cervical.

No interior dos sulcos notou-se neoformação óssea com características mais maduras quando comparada com as amostras do período anterior. Este tecido ósseo neoformado apresentava inúmeros vasos sanguíneos em seu interior. Em algumas amostras, junto à interface com o implante, notou-se a presença de um delgado cordão de tecido conjuntivo fibroso. Em todas as amostras, junta a essa interface, observou-se a presença de algumas áreas de tecido conjuntivo em fase de colagenização, vasos sanguíneos e centros de ossificação.

Terço médio.

Nesse terço foi possível observar a presença de um osso neoformado que se apresentava com características mais maduras quando comparado ao período anterior. Em seu interior observou-se a presença de inúmeros vasos sanguíneos e tecido conjuntivo em fase de colagenização. Este último ainda ocupava grandes espaços no interior do osso neoformado. Junto à interface com o implante notou-se a presença de algumas áreas de tecido conjuntivo em fase de colagenização e áreas de remodelação óssea, com pontos de reabsorção e adsorção de tecido ósseo junto à interface.

Terço apical.

O terço apical apresentou em sua região inferior a presença de tecido medular ricamente celularizado. A porção superior deste terço apresentou-se preenchido por tecido ósseo neoformado ricamente vascularizado. Próximo à interface com o implante notou-se a presença de tecido conjuntivo em fase de colagenização. Foi possível observar nitidamente a diferença de coloração entre o osso pré-existente e o osso neoformado, sendo que a do primeiro apresentava-se mais homogênea.

## 5.2 Análise Histomorfométrica

### 5.2.1 Desenho do Implante

A. Unidade de análise: implante

Tabela 1: Medidas de tendência central na amostra de 24 leitoss ósseos de implantes instalados em sete cães segundo o desenho do implante.

|                           | Total (%)       |                     |
|---------------------------|-----------------|---------------------|
|                           | Implante Cônico | Implante Cilíndrico |
| <b>Média</b>              | 29              | 22,75               |
| <b>Mediana</b>            | 27,5            | 20,5                |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 12,02           | 9,19                |
| <b><i>p</i> (t teste)</b> | 0,1226          |                     |

Não foi observada diferença estatística na presença de osso nos vales dos implantes cônicos e cilíndricos, existindo maior quantidade nos implantes cônicos.

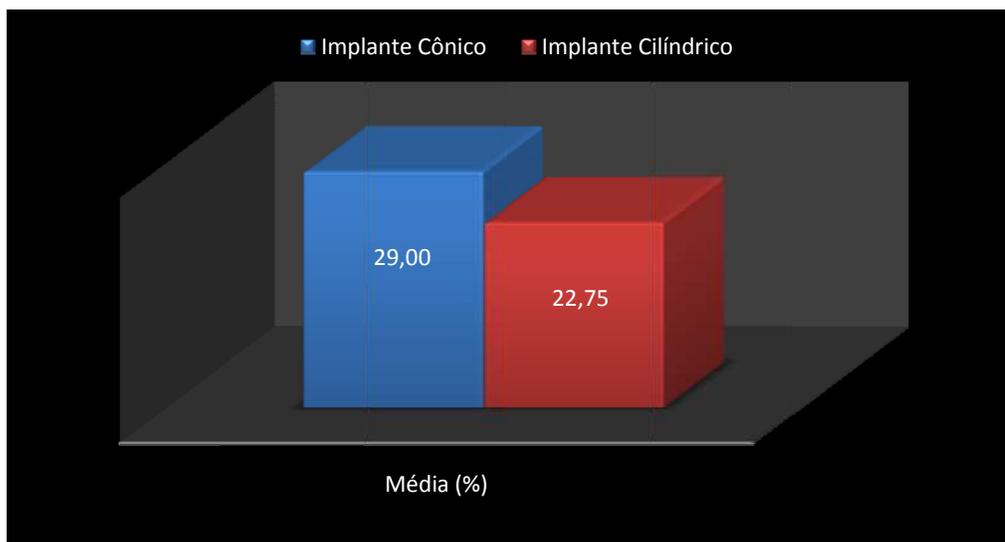


Figura 18: Médias obtidas de presença óssea nos seis vales avaliados para cada tipo de implante.

B. Unidade de análise: região do implante (dois vales por lâmina)

Tabela 2: Medidas de tendência central na avaliação das regiões cervical, média e apical dos implantes cônicos e cilíndricos na amostra de 24 leitosses ósseos de implantes instalados em sete cães.

| Região Cervical           | Total (%)       |                     |
|---------------------------|-----------------|---------------------|
|                           | Implante Cônico | Implante Cilíndrico |
| <b>Média</b>              | 31,33           | 24,75               |
| <b>Mediana</b>            | 35              | 24,5                |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 22,01           | 14,92               |
| <b><i>p (t teste)</i></b> | 0,4005          |                     |
| Região Média              | Total (%)       |                     |
|                           | Implante Cônico | Implante Cilíndrico |
| <b>Média</b>              | 28,66           | 26,33               |
| <b>Mediana</b>            | 28,5            | 26                  |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 18,19           | 10,81               |
| <b><i>p (t teste)</i></b> | 0,7061          |                     |
| Região Apical             | Total (%)       |                     |
|                           | Implante Cônico | Implante Cilíndrico |
| <b>Média</b>              | 27              | 17,16               |
| <b>Mediana</b>            | 21              | 18                  |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 23,69           | 6,29                |
| <b><i>p (t teste)</i></b> | 0,1899          |                     |

A formação óssea foi maior nos implantes cônicos em todos os níveis estudados. Não foi observada diferença estatística em nenhuma das avaliações. Na região média dos implantes, a formação óssea foi levemente maior nos implantes cônicos quando na região apical os implantes cônicos, superaram em 10% de formação óssea quando comparado ao implante cilíndrico.

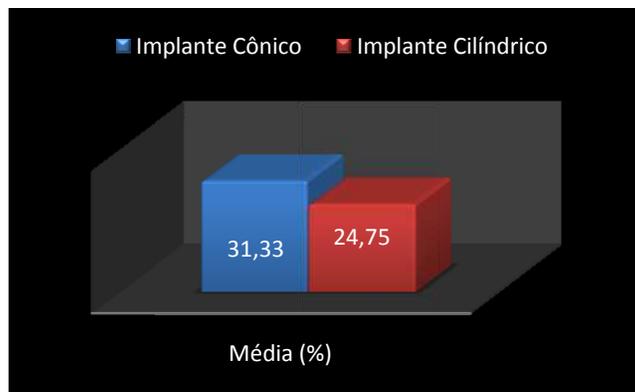


Figura 19: Médias obtidas na presença óssea nos dois vales avaliados na região cervical para cada tipo de implante.

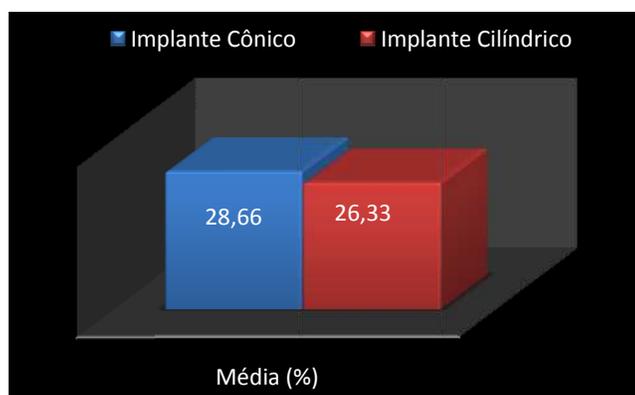


Figura 20: Médias obtidas na presença óssea nos dois vales avaliados na região média para cada tipo de implante.

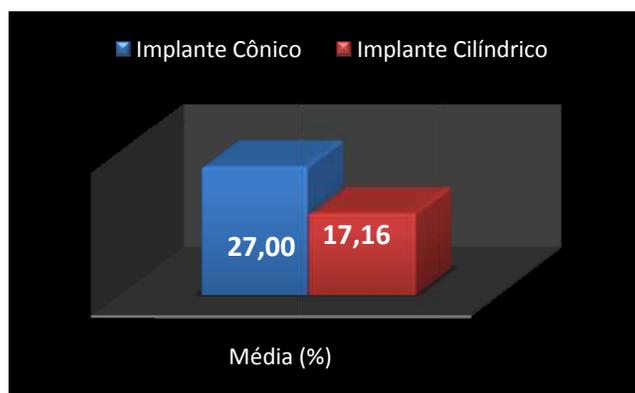


Figura 21: Médias obtidas na presença óssea nos dois vales avaliados na região apical para cada tipo de implante.

### 5.2.2 Protocolo de Carga

A. Unidade de análise: implante

Tabela 3: Medidas de tendência central na amostra de 24 leitoss ósseos de implantes instalados em sete cães segundo o protocolo de carga do implante.

|                           | Total (%)                         |                           |
|---------------------------|-----------------------------------|---------------------------|
|                           | Modelo Implante com Carga Precoce | Modelo Implante sem Carga |
| <b>Média</b>              | 29,96                             | 22,95                     |
| <b>Mediana</b>            | 25                                | 23                        |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 19,99                             | 14,99                     |
| <b><i>p (t teste)</i></b> | 0,1057                            |                           |

Foi observada maior formação óssea nos implantes submetidos ao modelo de carga precoce. Existiu também maior desvio padrão neste modelo, demonstrando maior variação nos resultados. Não foi observada diferença estatística.

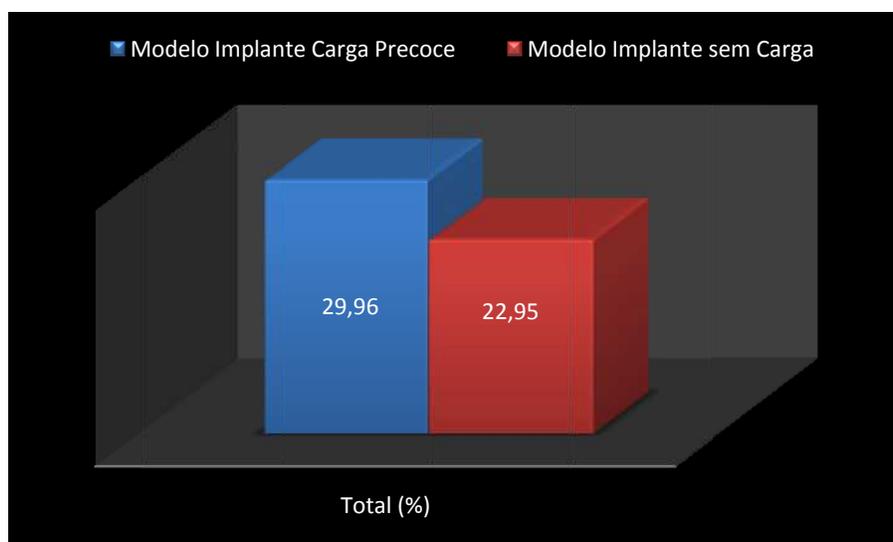


Figura 22: Médias obtidas de presença óssea nos seis vales avaliados para cada protocolo de implantação.

B. Unidade de análise: região do implante (dois vales por lâmina)

Tabela 3: Medidas de tendência central na avaliação das regiões cervical, média e apical dos implantes submetidos e não submetidos ao modelo de carga precoce na amostra de 24 leitos ósseos de implantes instalados em sete cães.

| Região Cervical           | Total (%)                         |                           |
|---------------------------|-----------------------------------|---------------------------|
|                           | Modelo Implante com Carga Precoce | Modelo Implante sem Carga |
| <b>Média</b>              | 29,3                              | 27,14                     |
| <b>Mediana</b>            | 24                                | 27,5                      |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 21,25                             | 17,4                      |
| <b><i>p (t teste)</i></b> | 0,7874                            |                           |
| Região Média              | Total (%)                         |                           |
|                           | Modelo Implante com Carga Precoce | Modelo Implante sem Carga |
| <b>Média</b>              | 31,5                              | 24,64                     |
| <b>Mediana</b>            | 31                                | 25,5                      |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 17,32                             | 12,34                     |
| <b><i>p (t teste)</i></b> | 0,2685                            |                           |
| Região Apical             | Total (%)                         |                           |
|                           | Modelo Implante com Carga Precoce | Modelo Implante sem Carga |
| <b>Média</b>              | 29,1                              | 17,07                     |
| <b>Mediana</b>            | 23                                | 18                        |
| <b>Desvio Padrão</b>      | 23,07                             | 10,94                     |
| <b><i>p (t teste)</i></b> | 0,1541                            |                           |

A menor diferença favorável para o modelo de carga imediata foi presente na região cervical, quando a maior diferença observou se na região apical, com uma diferença aproximada de 12%. O desvio padrão foi sempre menor nos implantes sem carga, demonstrando maior regularidade na distribuição dos dados. Não observou se diferença estatística em nenhuma das avaliações.

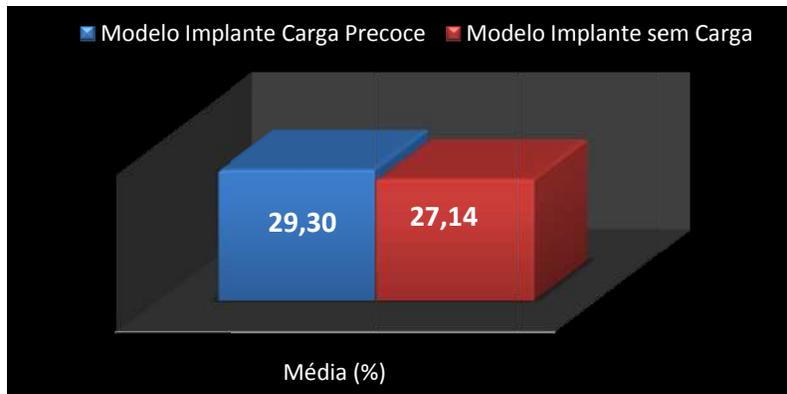


Figura 23: Médias obtidas na presença óssea nos dois vales avaliados na região cervical para cada protocolo de implantação.

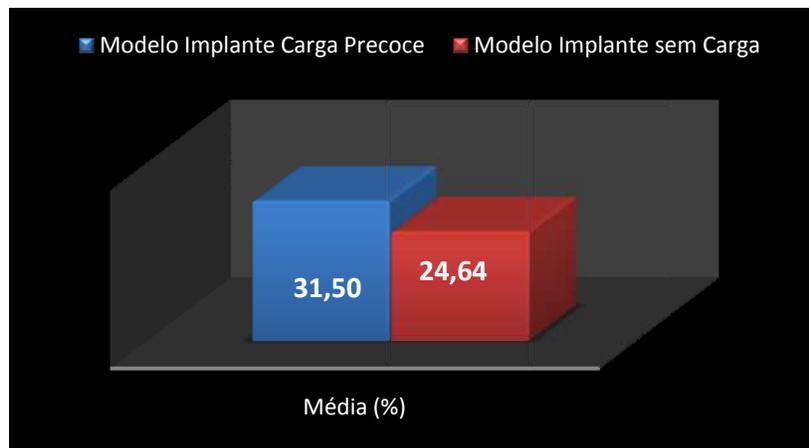


Figura 24: Médias obtidas na presença óssea nos dois vales avaliados na região média para cada protocolo de implantação.

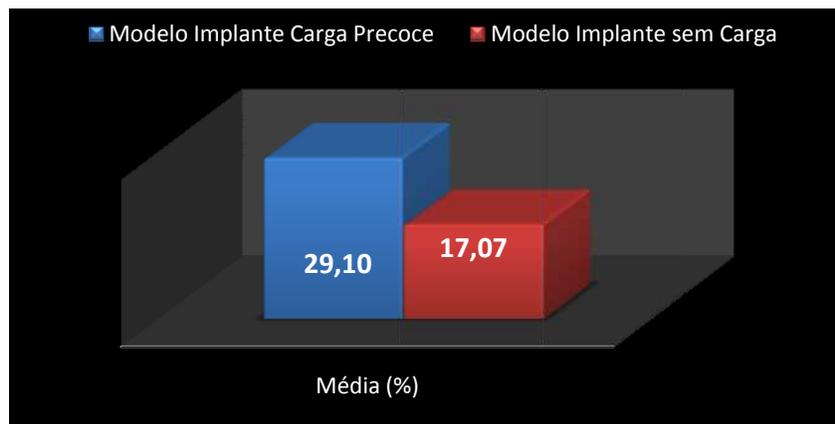


Figura 25: Médias obtidas na presença óssea nos dois vales avaliados na região apical para cada protocolo de implantação.

### 5.2.3 Relação Entre Regiões do Implante

A. Avaliação dos leitoss ósseos de 24 implantes instalados (seis vales por implante)

Tabela 4: Medidas de tendência central da presença óssea nas regiões cervical, média e apical dos 24 leitoss ósseos de implantes instalados nos sete cães sem considerar protocolo de implantação ou desenho do implante.

|               | Total (%) |       |        |
|---------------|-----------|-------|--------|
|               | Cervical  | Médio | Apical |
| Média         | 28,04     | 27,5  | 22,83  |
| Mediana       | 25        | 26,5  | 18,5   |
| Desvio Padrão | 18,7      | 14,68 | 17,68  |

Observa se que nos implantes estudados existe maior presença de osso na região cervical e menos na região apical. esta diferença também é decrescente desde cervical até apical

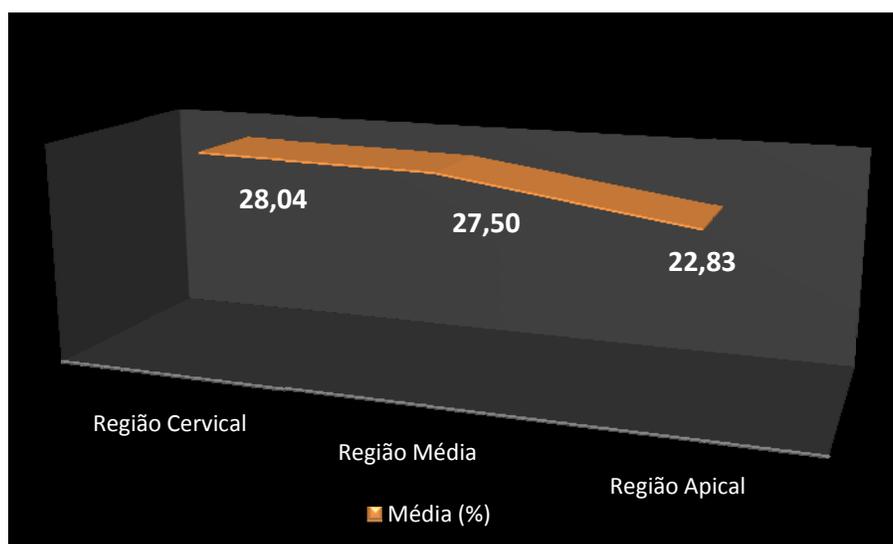


Figura 26: Médias obtidas na presença óssea nas regiões cervical, media e apical nos 24 implantes estudados.

B. Avaliação dos leitos ósseos de 11 implantes cônicos e 13 implantes cilíndricos instalados (seis vales por implante)

Tabela 5: Medidas de tendência central da presença de osso nas regiões cervical, média e apical dos leitos ósseos dos implantes cônicos e cilíndricos instalados nos sete cães estudados.

|                      | Implante Cônico (%) |       |        | Implante Cilíndrico (%) |       |        |
|----------------------|---------------------|-------|--------|-------------------------|-------|--------|
|                      | Cervical            | Médio | Apical | Cervical                | Médio | Apical |
| <b>Média</b>         | 31,33               | 28,66 | 27     | 24,75                   | 26,33 | 17,16  |
| <b>Mediana</b>       | 35                  | 28,5  | 21     | 24,5                    | 26    | 18     |
| <b>Desvio Padrão</b> | 22,01               | 18,19 | 23,69  | 16,45                   | 10,8  | 6,29   |

Os implantes cônicos apresentaram maior formação óssea em todos os níveis estudados. Aquela diferença foi maior na região apical, superando por quase 10% os implantes cônicos aos implantes cilíndricos. Na região média a diferença foi somente de 2%.

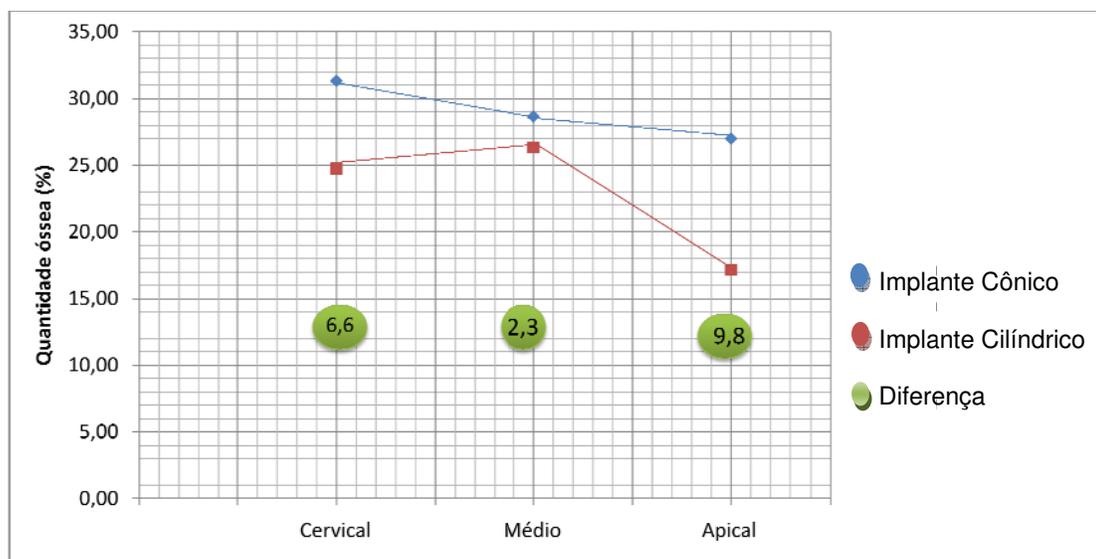


Figura 27: Médias obtidas na presença óssea nas regiões cervical, média e apical nos implantes cônicos e cilíndricos estudados.

C. Avaliação dos leitos ósseos de 11 implantes instalados sem carga (implantes submersos) e 13 implantes instalados com o modelo de carga precoce (seis vales por implante).

Tabela 6: Medidas de tendência central da presença de osso nas regiões cervical, média e apical dos leitos ósseos dos implantes instalados com o modelo de carga precoce e com técnica submersa nos sete cães estudados.

|                      | Modelo Implante com Carga |       |        | Modelo Implante sem Carga |       |        |
|----------------------|---------------------------|-------|--------|---------------------------|-------|--------|
|                      | Cervical                  | Médio | Apical | Cervical                  | Médio | Apical |
| <b>Média</b>         | 29,3                      | 31,5  | 29,1   | 27,14                     | 24,64 | 17,07  |
| <b>Mediana</b>       | 24                        | 31    | 23     | 27,5                      | 25,5  | 18     |
| <b>Desvio Padrão</b> | 21,25                     | 17,32 | 23,07  | 17,4                      | 12,34 | 10,94  |

Observou se que os implantes submetidos ao protocolo de carga precoce apresentou maior formação óssea em todas as regiões quando comparado aos implantes submersos. Existiu maior diferença na região apical.

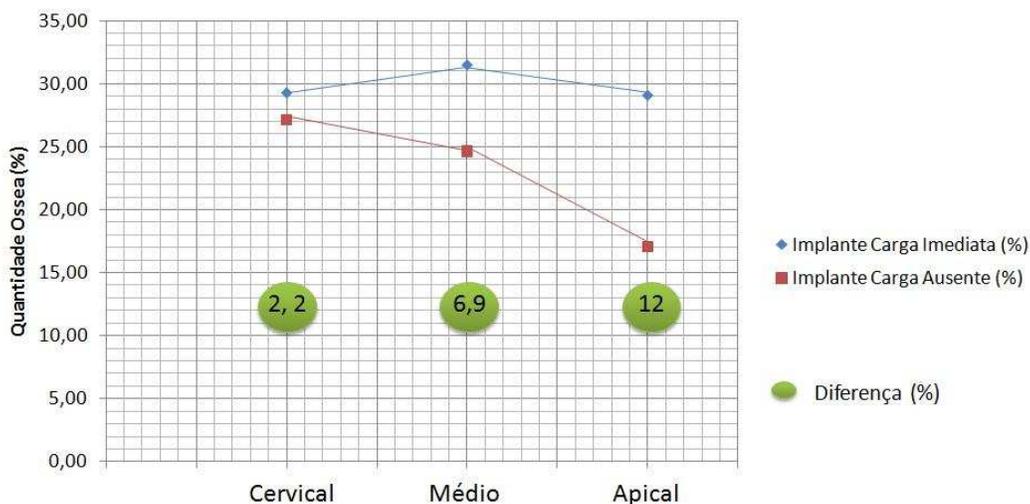


Figura 28: Médias obtidas na presença óssea nas regiões cervical, média e apical nos implantes com o modelo de carga precoce e implantes sem carga.

## 6 DISCUSSÃO

### 6.1 Modelo Animal e Metodologia da Pesquisa

Desde o ano 1994, a *US Food and Drug Administration* (FDA), se baseia em dados oriundos de estudos em modelos animais maiores para avaliação pré-clínica de drogas, alimentos e produtos da saúde. O uso de animais em estudos biológicos visa à possibilidade de ter uma amostra tão ampla como seja necessário, homogênea em termos de seleção do animal (idade e peso entre outras), sendo possível estudar tratamentos e condições clínicas diferenciadas atingindo aos objetivos do estudo e obtendo resultados biológicos que não podem ser obtidas com outras reproduções (Turner 2001).

Nesta direção, a escolha do modelo animal tem relevância no momento de avaliar um procedimento clínico e cirúrgico. Apesar de que os cães apresentam diferenças na função dos seus hormônios quando comparado ao humano, aquelas diferenças são mínimas quando se avalia a estrutura óssea de ambos mamíferos em análise quantitativa e qualitativa (Lo 1996). Aerssens *et al.* (1998) compararam o comportamento ósseo com relação a densidade, composição, qualidade e biomecânica óssea em diferentes animais (humano, cão, porco, ovelha, bovinos, frango e rato), determinando múltiplas diferenças entre as espécies. Deles, o cão apresentou-se mais próximo do comportamento ósseo humano e o rato mostrou-se mais distante nas variáveis estudadas. Por este motivo, cães têm sido utilizados como segunda espécie para estudos de segurança e regulação de produtos de ação em osso (bifosfonatos por exemplo), estabelecendo suas vantagens na avaliação da qualidade óssea (Peter *et al.*, 1996). Vantagens do cão como modelo animal, além do já exposto, são o custo diminuído em relação aos primatas, a facilidade de manuseio do animal e também a aceitação da população no uso destes animais (Turner 2001).

A irrigação sanguínea neste modelo animal também precisa ter relação com a estrutura humana, devido ao objetivo desta pesquisa está o fato da avaliação do reparo ósseo. Hellem & Östrup (1981) demonstraram mediante técnicas de perfusão corada, a presença da artéria alveolar inferior, artéria facial e artéria lingual em ação na mandíbula de cães, nas áreas do periósteo,

gingiva e mucosa, determinando também a semelhança na estrutura mandibular humana. Por outra parte, e mantendo relação com o reparo ósseo animal, Roberts (1988) estudou a influência do tempo no reparo ósseo em diferentes tipos de animais, determinando que o ciclo de remodelagem do osso é equivalente entre coelhos, cães e humanos, demonstrando tempos de 6 semanas no coelho, 12 semanas no cão e 17 semanas no humano. Nosso estudo fez os sacrifícios dos animais depois de três e seis semanas após o procedimento cirúrgico; de acordo com os resultados de Roberts (1988), aquele corresponderia a 4,3 e 8,5 semanas pós-operatória em humanos.

É possível observar a metodologia histológica deste estudo em diferentes pesquisas que avaliam estrutura óssea. A histomorfometria tem sido utilizada para avaliação da quantificação óssea, densidade óssea e avaliação de vasos sanguíneos, entre outros (Gerstenfeld *et al.*, 2005). A grande desvantagem desta metodologia está no fato de que a histomorfometria é um processo destrutivo desde que a mesma amostra não pode ser empregada numa nova caracterização. Sendo assim, seu uso na prática de rotina em humanos é pouco viável, devendo se empregar basicamente em pesquisa (Sennerby *et al.*, 2001).

Outras técnicas que poderiam ser empregadas para avaliar o comportamento ósseo em implantes dentais podem ser o torque de remoção, análises de frequência de ressonância, perio teste, microtomografia e torque de inserção.

A análise de frequência de ressonância caracteriza-se por ser de fácil aplicação e mostrar seus resultados em kHz; apesar de que foi observada uma relação entre a qualidade óssea e os resultados da avaliação, uma grande desvantagem deste elemento é que sucessivas aplicações em um implante podem apresentar variações no resultado e nem sempre apresentam diferenças entre os implantes que estão osseointegrados e os implantes com diminuída estabilidade; também não existe avaliação de normalidade limitando seu uso (Aparicio *et al.*, 2006)

Perio teste foi desenhado inicialmente para trabalhar com o ligamento periodontal estabelecendo a mobilidade do dente segundo o tempo de contato; quando este sistema é aplicado para implantes apresenta valores de normalidade entre -5 e +5 (*PerioTestValues*). Semelhante ao acontecido

com a análise de frequência de ressonância, a técnica de aplicação do operador tem influência no resultado. Esta metodologia foi avaliada com maior número de publicações evidenciando uma alta especificidade e uma baixa sensibilidade, de forma que os resultados deixam algumas dúvidas. Perio teste não é capaz de estabelecer com certeza a relação osso-implante (Drago, 2000; Aparicio *et al.*, 2006).

Uma recente metodologia foi proposta por Sennerby *et al.* (2001), a que consiste no estudo por microtomografia de raios X. Park *et al.* (2005) utilizaram esta técnica na avaliação da quantidade óssea em contato com o implante, mostrando uma correlação linear positiva entre a histomorfometria e a microtomografia com reconstrução 3D. No entanto, os valores entregues pela microtomografia são menores que os obtidos com histomorfometria; ainda faltam avaliações e não pode se empregar esta nova técnica como padrão na avaliação óssea associada a implantes.

A histomorfometria é uma ferramenta vigente, sendo uma avaliação objetiva e reproduzível. No entanto, Gerstenfeld *et al.* (2005) propuseram o emprego desta técnica acompanhada por avaliações nanométricas, imunohistoquímicas, biomecânicas ou radiográficas sendo o objetivo principal a avaliação da heterogeneidade do tecido avaliado. Os autores também destacaram a importância da histomorfometria no desenvolvimento do estudo estatístico, deixando com menos valor aqueles estudos que são somente descritivos. Para nosso estudo, foi testada uma quantidade de animais e implantes suficientes para estabelecer a análise estatística. O objetivo final do estudo foi avaliar a presença de estrutura óssea em relação a diferentes características da implantação, sendo 24 implantes suficientes para desenvolver o teste estatístico.

## **6.2 Carga Imediata**

Nosso modelo de carga precoce tentou homologar a idéia de restauração imediata, definida por Cochran *et al.* (2004) no “*Third ITI Consensus Conference*” do ano 2003, como a instalação do elemento protético dentro das primeiras 48 hr. de instalado o implante em ausência de contato oclusal. A relação oclusal faz a diferença quando é comparada com a carga

imediate que realmente apresenta contato oclusal. Nosso modelo obteve carga mediante a instalação do parafuso cicatrizador de forma imediata sem contato oclusal. Esta metodologia foi aplicada inicialmente por Meyer *et al.* (2003) destacando seu fácil manuseio e a rápida instalação; no entanto, esses autores instalaram o parafuso em contato com antagonista, homologando a técnica de carga imediata. Em animais, outras metodologias aplicadas consistiram na instalação de barras ou técnicas de união de implantes simulando uma prótese fixa ou também a instalação de “abutment” nos implantes.

A definição de Cochran *et al.* (2004), permitiu que muitos procedimentos realizados em ausência de contato oclusal tivessem uma denominação clara e definida, tornando se cada vez mais freqüente a técnica de instalação de um elemento protético provisório de forma imediata; isso permitia também encarar com mais precaução as dúvidas geradas a instalação do elemento protético unitário imediatamente em contato oclusal. No estudo clínico de Linderboom *et al.* (2006) foram comparados os resultados de implantes dentais maxilares com uso de provisório com ou sem contato com antagonista, demonstrando ausência de diferença estatística nas avaliações no quociente de estabilidade do implante e na perda óssea marginal.

Nas avaliações clínicas, a presença de elevadas forças mastigatórias, tem sido associadas à perda de implantes com carga imediata. Outros fatores, também relacionados, foram a diminuída qualidade óssea (classe IV de Leckolm e Zarb) e a presença de infecção (Aparicio *et al.*, 2003; Morton *et al.*, 2004).

Primariamente, a infecção pode ser controlada com uma adequada técnica cirúrgica e um correto acompanhamento pós-operatório, diminuindo a chance de ter algum tipo de processo infeccioso (Esposito *et al.*, 2008). O assunto qualidade óssea é controverso; os estudos de Cecchinato *et al.* (2004) e Busser *et al.* (1999) mostraram que implantes de um e dois estágios cirúrgicos apresentavam um comportamento similar nas avaliações ao longo prazo, sendo independentes da qualidade óssea. Nos casos de carga imediata, em presença de maior força no implante, pode existir alguma influência da qualidade óssea do leito; no entanto, a estabilidade primária vai ser o mais importante na instalação do implante, permitindo ausência de macromobilidade

e uma adequada adaptação do implante com o leito ósseo (Ottoni *et al.*, 2005; Esposito *et al.*, 2007).

Nossos resultados demonstram que a presença de forças no implante permite maior formação óssea. Isto pode ter relação com a maior estimulação óssea que apresenta este tipo de técnica, onde o osso ao redor do implante pode responder ao microtrauma de forma mais rápida (Cameron *et al.*, 1973; Frost, 2004).

O comportamento do osso na recuperação de implantes com carga imediata caracterizou-se pela presença de algum tecido necrótico na vizinhança do implante e a presença de tecido conjuntivo frouxo, algumas sinais de inflamação e presença de osteoblastos e trabeculado ósseo. As maiores diferenças foram encontradas na análise da região apical, onde os implantes sem carga mostraram tecido conjuntivo frouxo ricamente celularizado circundando algumas trabéculas ósseas neoformadas. O osso neoformado se encontrava praticamente no interior do sulco da rosca do implante e, na maior extensão da interface entre implante e tecidos neoformados, existia formação óssea de tamanhos variados. Os implantes submetidos ao modelo de carga precoce mostraram próximo à interface com o implante presença de vasos sangüíneos, centros de ossificação e área de remodelação óssea. Na análise histomorfométrica existiu maior formação óssea nos implantes com o modelo de carga precoce, porém não apresentou diferença estatística.

Estes resultados estão de acordo com a tendência obtida por Romanos *et al.* (2002), onde encontraram 77% de osso entre roscas nos implantes com carga imediata, 65% em implantes com carga retardada e 27% em implantes sem carga após de 5 meses de instalação. Nossos resultados foram de 30% em implantes com carga imediata e 23% em implantes sem carga (ausência de diferença estatística). Outro estudo de Romanos *et al.* (2001) também mostrou similares resultados em implantes com carga imediata, com técnicas de união de implantes, quando foi comparado com implante sem carga. O osso mandibular é caracterizado por ser mais cortical correspondendo ao tipo I e II de Leckolm & Zarb (1985); esta situação poderia ter influenciado num reparo ósseo mais divagar, como relatado por Levy *et al.* (1996), demonstrando nos resultados uma formação óssea mais rápida nos implantes em contato com osso medular, porém, finalmente sem diferenças

estatística entre implantes de um ou dois estágios cirúrgicos. Em região posterior de mandíbula do cão, nossa pesquisa conseguiu estabelecer algumas diferenças porcentuais na resposta inicial do reparo ósseo entre as duas condições de aplicação de forças.

Os resultados de Meyer *et al.* (2003) demonstraram semelhantes resultados em implantes com e sem carga quando foi avaliada a quantidade óssea, adesão celular, síntese de osteocalcina e osteonectina e o modelo de mineralização da matriz óssea; também, íntimo contato cervical osso-implante conseguiu ser observado nos dois modelos de carga. Nossa pesquisa não avaliou contato osso-implante principalmente pelo pouco tempo de avaliação, limitando a caracterização a quantificar a presença óssea entre as roscas do implante. No entanto, ao avaliar a quantidade óssea presente nos vales cervicais foi possível observar uma leve diferença favorável ao implantes submetido ao modelo de carga precoce, com ausência de diferença estatística.

As pesquisas relatadas e nossos resultados demonstram que o protocolo de carga não teria relação com a perda de implantes, pois a resposta óssea é similar. A carga imediata ou carga funcional não impede a formação óssea na seqüência biológica normal e pode até favorecer a aposição óssea na região dos vales do implante.

Clinicamente, não é possível observar perda óssea precoce na técnica de implantação pelo que não estão presentes sinais e sintomas da perda óssea; desta forma, as causas da perda do implante podem ser especuladas como trauma durante o procedimento cirúrgico e ausência de estabilidade primária no implante.

O trauma cirúrgico implica num procedimento de preparação do leito sem respeitar as indicações do fabricante e as condições biológicas do preparo. Aumentos na temperatura óssea. Erikson & Albrektsson (1984) e Erikson *et al.* (1984) demonstraram que temperaturas sob 40°C são críticas no nível ósseo podendo levar a necrose óssea; o aumento na pressão no preparo também pode levar a necrose posterior, de forma que implantes e brocas com desenhos mais favoráveis poderiam ser aplicados para diminuir este tipo de trauma (Benington *et al.*, 2002). A importância da estabilidade primária já foi tratada neste trabalho; a presença de uma adequada estabilidade inicial é garantia de ausência de macromovimentação e manutenção da

micromovimentação, que é favorável para a formação óssea; a resposta do osteoblasto a cargas controladas é positiva para a neoformação óssea (Meyer *et al.*, 1999). Técnicas cirúrgicas como a distração osteogénica é fundamentada em forças controladas no local do reparo ósseo (Ilizarov 1988). Nesta técnica cirúrgica, existe uma movimentação gradual do tecido que não pode ser pouco, pois apresentaria rápida consolidação óssea e não pode ser muita, pois leva a perda da formação óssea por primeira intenção, formando tecido fibroso e cartilaginoso (Ilizarov, 1988). Diferentes pesquisas de curto e mediano prazo em distração osteogénica chegaram a estabelecer a movimentação adequada para permitir a formação óssea no local, demonstrando com isso o sucesso clínico do procedimento e a estabilidade no longo prazo.

A fixação interna rígida é realizada atualmente com parafusos e placas. Estes elementos são utilizados para permitir aproximação e estabilização de segmentos ósseos, permitindo o reparo ósseo neste sítio; estes sistemas são rapidamente submetidos a carga funcional geralmente da mastigação e movimentação óssea mandibular (Kroon *et al.*, 1991), sendo uma das principais indicações pós-operatórias a alimentação por via oral com substâncias moles e líquidas para diminuir a força que vem da musculatura mastigatória, permitindo uma adaptação fisiológica do sistema de fixação (Kellman, 1995). Nesses protocolos existe sucesso no longo prazo do tratamento, demonstrando que a carga funcional é aceitável e benéfica para a formação óssea em locais com *gap* ósseo. Quando existe perda da fixação é geralmente associada à presença de infecção no sítio cirúrgico ou também por excesso de forças aplicadas ao sistema de fixação (Klotch & Gilliland, 1987). Estas duas condições são as mesmas a que estão submetidos implantes dentais com carga ou função imediata, associando esta perda da fixação a fenómeno de osteólise no local da instalação dos parafusos e formação de tecido conjuntivo na proximidade do parafuso instalado (Brunski *et al.*, 2000). Distração osteogénica e fixação interna rígida são exemplos clínicos da função de força controlada e o sucesso no reparo ósseo.

Nossos resultados apóiam o fato de que a resposta óssea, na aplicação de força no implante, é positiva com presença de maior quantidade óssea. Respeitando uma técnica cirúrgica adequada, como foi no nosso

protocolo cirúrgico, a dúvida se apresenta novamente em como garantir uma micromovimentação no implante quantitativamente adequada. Alguns estudos têm sugerido que a movimentação superior a 150  $\mu\text{m}$  resulta na formação de tecido fibroso (Cameron *et al.*, 1973) quando outros observaram que superar a 30  $\mu\text{m}$  esta associado com a mesma formação tecidual (Plliar *et al.*, 1986). Éspeculase a existência de uma janela dentro das primeiras horas de implantação onde a micromovimentação poderia funcionar como indutor de tecido ósseo ou tecido fibroso, sem encontrar ainda a micromovimentação adequada para favorecer a formação óssea (Goodman *et al.*, 1993). Não existe, atualmente, uma metodologia in vivo capaz de resolver esta questão.

Baseados nas dúvidas que até agora existem na movimentação em implantes unitários, é que grande parte das indicações da carga imediata (prótese em contato oclusal) são propostas para implantes com algum tipo de união, como próteses fixa com duas ou mais unidades ou próteses completas (Cochran *et al.*, 2004), deixando a ausência de contato oclusal como uma técnica favorável no uso de implantes unitários.

Poucos estudos avaliam a carga imediata com contato oclusal em implantes unitários. Lee *et al.* (2008) realizaram num modelo animal (características similares ao nosso estudo), diferentes protocolos de carga unitária, observando uma resposta similar no contato osso-implante quando comparados implantes unitários com carga imediata “funcional” e carga imediata “não funcional” (sem contato oclusal), relatando, no entanto, maior perda óssea cervical em implantes que apresentavam carga imediata com contato oclusal.

Neste sentido, a carga imediata sem contato oclusal em implantes unitário parece ser uma resposta cautelosa as dúvidas que gera o reconhecimento da micromovimentação. Ainda o estudo de acompanhamento radiográfico e com quociente de estabilidade em implantes unitários com carga imediata com e sem contato oclusal não mostram diferenças na avaliação de um ano (Lindeboom *et al.*, 2006), as dúvidas sobre a existência de sobrecarga do implante são mantidas. A pesquisa clínica de Calandriello *et al.* (2003) em carga imediata para implantes unitários de plataforma larga em região posterior também mostraram, em só um ano de acompanhamento, 100% de sobrevida, sem considerar as condições protéticas e estabilidade do tecido mole.

A quantidade óssea observada nos vales dos implantes com função imediata estudada nesta pesquisa esta de acordo com os resultados obtidos por outros autores, demonstrando que a presença de forças limitadas não tem relação com uma interrupção do processo normal de reparação óssea. A magnitude da força associada aos implantes e sua influência na estabilidade dos mesmos não foi medida, pelo que não pode ser esquecido que forças maiores aplicadas ao implante resultam em perda do mesmo (Isidor 1996).

Outro achado interessante nesta pesquisa esta no fato de que quando se estuda isoladamente a região cervical, média e apical sempre existiu maior formação óssea nos implantes com carga imediata, sendo que na avaliação desde superior até inferior a diferença foi aumentando, até chegar à região apical, onde os implantes carregados apresentaram 11,4% mais de formação óssea sem diferença estatística. Isto pode ter relação com a distribuição de forças no implante carregado. A altura do elemento protético e aumentos na angulação desde vertical até 60º apresenta relação com a maior distribuição de forças desde o implante para o osso adjacente (Stüpideler *et al.*, 2004), sendo aquela distribuição de forças maior na região cervical do implante, decrescendo até o nível apical (Kong *et al.*, 2008). Contudo, a união dos implantes tem mostrado menor concentração de força no osso adjacente quando comparado aos implantes unitários sem esplitagem (Bergkvist *et al.*, 2008). Podemos suspeitar que a maior formação óssea apical quando comparados aos tipos de cargas está no fato de que as forças apicais aplicadas através do parafuso cicatrizador foram biocompatível e conseguiram estimular positivamente o osso adjacente; seria interessante descobrir o ponto de fulcrum ou eixo de movimentação que apresentariam implantes com carga imediata, considerando o tamanho do componente protético e o tamanho do implante, já que poderia contribuir a um desenho de implantes que favoreça o reparo ósseo homogêneo. O fato de não apresentar contato oclusal pode ajudar a que a força submetida no implante seja menor, porém compatível para o reparo ósseo.

### 6.3 Desenho do Implante

Nossa pesquisa utilizou dois desenhos de implantes, sendo um deles de morfologia cilíndrica e outro de tipo cônico, estabelecendo claras diferenças na análise com microscopia eletrônica de varredura. Podemos definir que um implante cilíndrico apresenta paralelismo no cilindro da alma e das roscas do implante; o implante cônico, portanto, deve apresentar alguma angulação de vértice apical, nas áreas cervicais, média e apical. Essa angulação poderia estar presente na alma, nas roscas ou nos dois. Sendo assim, e baseados neste conceito, esta pesquisa definiu o implante Conect AR® como de tipo cônico.

A indicação inicial do implante cônico foi na instalação imediata após da exodontia de um elemento (Dosualdo & Agostinho, 2007). No entanto, aplicações em outro tipo de situações têm sido avaliadas, como nas técnicas de carga imediata em rebordos ósseos já cicatrizados. O estudo de Büchter *et al.* (2006) avaliaram um implante completamente cônico com carga imediata; observaram um comportamento biomecânico e biológico adequado com 46% de contato osso-implante e testes de análise de frequência de ressonância compatíveis com osseointegração depois de 28 dias de implantação.

Estudos clínicos tem avaliado implantes cônicos em diferentes condições de implantação, apresentando elevadas taxas de sucesso (Nordin *et al.*, 1998). Payne *et al.* (2001), realizaram um acompanhamento de 1 ano em 10 pacientes com dois implantes cônicos na região anterior da mandíbula, apresentando sucesso de 100% e observou-se diminuição da crista óssea, tanto em implantes submetidos ou não a carga imediata.

Quando foi realizada a avaliação por região do implante, a menor diferença se apresentou na região média, depois na região cervical e finalmente na região apical, sendo este ponto quase 10% superior nos implantes cônicos. Como foi relatada anteriormente, na região apical dos implantes com carga imediata apresentou maior formação óssea, possivelmente associada à distribuição de forças biocompatíveis e à micromovimentação que experimentou o implante; estes resultados permitem a formulação de novas perguntas como, por exemplo, será possível que os implantes com carga imediata sejam favorecidos pela conformação angulada

dos implantes cônicos referente à dissipação de forças e estimulação óssea adjacente. Os resultados obtidos por Jaimes (2008) nos orientam que as diferenças entre implantes cilíndricos e cônicos são principalmente associados à distribuição de forças, sendo principalmente apical nos implantes cônicos e em toda a extensão nos implantes cilíndricos.

O resultado de Sakoh *et al.* (2006) mostraram em um estudo *in vitro* que os implantes cônicos apresentaram uma maior estabilidade primária em comparação com os implantes cilíndricos e que esta aumentava quando era realizada um sub-preparo do leito. Esta situação, no entanto, deve ser avaliada com cautela, pois aumentos na pressão do implante no osso adjacente podem ser associados com a necrose do tecido (Esposito *et al.*, 1998). Estes resultados podem reforçar a hipótese de que nos implantes cônicos existiria maior estímulo ósseo na região apical.

Petrie & Williams (2005) estabelecem que o diâmetro, comprimento e a região apical do implante não podem ser analisados separadamente. Nossa pesquisa manteve o mesmo diâmetro no implante e um comprimento de 1 mm de diferença. Os autores demonstram com técnica de análise de elementos finitos que a morfologia cônica do implante resulta em maior stress na região cervical do implante, apresentando uma possível menor resposta óssea. Estes resultados são contraditórios aos apresentados por Jaimes (2008) no estudo com técnicas fotoelásticas; nossos resultados mostram que a região cervical dos implantes cônicos efetivamente apresentou 2% menos de formação óssea quando comparado ao implante cilíndrico, mais sem diferença estatística. Outro estudo, com análise de elementos finitos reforça a hipótese de que as maiores concentrações de forças são observadas na região cervical dos implantes o que poderia influenciar na reabsorção óssea neste nível (Geng *et al.*, 2001).

O estudo clínico de Norton (1998), com preservação radiográfica de 4 anos evidenciou-se pouca reabsorção cervical nos implantes cônicos, comparável aos implantes cilíndricos, estabelecendo que aquela reabsorção poderia estar mais associada as características da superfície que à formação do implante.

Sendo assim, outra diferença apresentada pelos implantes cônicos e cilíndricos deste estudo foi à morfologia das roscas; sem dúvida, as roscas contribuem para a melhor distribuição de cargas e para obtenção de

estabilidade primária (Tada *et al.*, 2003), porém as dúvidas são apresentadas pela morfologia das roscas do implante. O modelo matemático estabelecido por Chou *et al.* (2008) para pesquisar a formação óssea adjacente aos implantes, estabeleceram com detalhe que a distribuição do stress e a dissipação das forças é maior na ponta da rosca e é menor na profundidade dos vales; sendo assim, a maior profundidade nos vales poderia concentrar maior formação óssea?; se é possível se basear nesta pesquisa, a resposta não é conclusiva; existiu maior formação óssea na região apical que apresentou maior profundidade dos vales nos implantes cônicos (10% a mais), porém, na região cervical, onde o implante cônico apresentou menor profundidade dos vales, a formação óssea foi 2% maior que no implante cilíndrico com maior profundidade das roscas. Chun *et al.* (2002) determinaram que forma das roscas ideal para distribuição das tensões é o filete em forma de rosca quadrada com pequeno raio; esta formatação poderia ter alguma relação com o padrão de roscas observado no implante cônico. Com a diversidade de resultados presentes pela literatura internacional e com os resultados obtidos nesta pesquisa, estamos de acordo com a hipótese da confluência de variáveis como a morfologia do implante, preparação do leito cirúrgico, características da superfície e o tipo de roscas como elementos transcendentais para explicar os resultados obtidos na região cervical (Hermann *et al.*, 2007).

Para os implantes estudados, as empresas apresentam algum tipo de tratamento de superfície, sem especificar as características do tipo utilizado. Não foram analisadas as características delas nem foi analisada a presença de contaminantes que possam influenciar na resposta óssea aos dois tipos de implantes. Existem poucas dúvidas de que o tratamento de superfície apresenta-se como um coadjuvante da osseointegração (Kasemo 1983, Kasemo *et al.*, 1986), permitindo um maior contato osso-implante, desde que, exista a formação de microsúperfícies que na somatória final permitem aumentar a superfície total para o contato do osso com o implante.

Os estudos iniciais de Schröder *et al.* (1981) e posteriores de Wennerberg *et al.* (1995, 1997) permitiram confirmar estes resultados. Já os resultados de Abrahamsson *et al.* (2004) demonstraram em modelo animal que o tratamento de superfície (SLA®) pode até duplicar o contato osso-implante quando comparado com implantes sem tratamento de superfície; estas

análises foram realizadas entre uma e doze semanas depois de implantação. Os autores também estabeleceram que a estabilidade primária obtida pelo desenho do implante (Straumann®) poderia influenciar a resposta óssea nos implantes com e sem tratamento de superfície.

Na ficha técnica dos implantes estudados nesta pesquisa é estabelecido o tratamento de superfície como parte deles. No entanto, não podemos estabelecer influências do tipo de tratamento sobre a resposta óssea por não obter antecedentes do tratamento; além disso, não foi desenhado nenhum tipo de avaliação a respeito. Esta avaliação seria necessária para conseguir esclarecer de melhor forma nossos resultados.

As informações obtidas na literatura internacional associadas aos nossos resultados sugerem a hipótese da influência do desenho do implante como um fator importante no desenvolvimento da resposta óssea num modelo de carga imediata; o implante cônico apresenta maior quantidade óssea possivelmente associada à distribuição de tensões no osso. No entanto, esta hipótese necessita de novas pesquisas para estudar individualmente as variáveis aqui apresentadas com diferentes modelos *in vivo* e *in vitro*.

## **7 CONCLUSÃO**

Baseados nos resultados obtidos neste estudo in vivo, pode-se concluir:

1. Os implantes submetidos ao modelo de carga precoce apresentam maior formação óssea que os implantes com ausência de carga, porém sem significância estatística.
2. Os implantes cônicos apresentam maior formação óssea apical quando comparadas com os implantes cilíndricos, porém sem diferença estatística.
3. Existe maior formação óssea na região cervical dos implantes quando comparada à região média e apical.

## 8 REFERÊNCIAS

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implant Res.* 2004; 15: 381-92.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. a 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
3. Adell R, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B, *et al.* Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985; 28: 175-81.
4. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies difference in bone composition, density and quality; potential implications for in vivo bone research. *Endocrinol.* 1998; 139: 663-70.
5. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981; 52(2): 155-70.
6. Albrektsson T. Dental bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 255-61.
7. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986; 1: 11-25.
8. Aparicio C, Rangert B, Sennerby L. Immediate/early loading of dental implants: a report from the Sociedad Espanola de Implantes World Congress Consensus Meeting in Barcelona, Spain. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5: 57-60.
9. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implant Res* 2006; 17 (suppl 2): 2-7.
10. Becker W, Becker BE, Israelson H, Lucchini JP, Handelsman M, Ammons W, *et al.* One – step surgical placement of Brånemark implants. A prospective multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 454-62.

11. Becker W, Wikesjö UME, Sennerby L, Qahash M, Hujuel P, Goldstein M, *et al.* Histologic evaluation of implants following flapless and flapped surgery: a study in canines. *J Periodontol.* 2006; 77: 1717-22.
12. Belser U, Buser D, Higginbottom F. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding esthetics in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19 (suppl): 73-4.
13. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 293-7.
14. Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clin Oral Implant Relat Res.* 2008; 10: 40-6.
15. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 251-62.
16. Bernard JP, Belser UC, Martinet JP, Borgis SA. Osseointegration of Brånemark fixtures using a single – step operating technique. A preliminary prospective one – year study in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6: 122-9.
17. Brånemark P-I, Adell R, Breine J, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969; 3: 81-100.
18. Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O *et al.* Osseointegrated implants in the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977; 16 (suppl): 1 – 132.
19. Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 399-410.
20. Brånemark Novum: prosthodontic and dental laboratory procedures for fabrication of a fixed prosthesis on the day of surgery. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(4): 303-9.
21. Brägger U, Häfeli U, Huber B, Hämmerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9: 218-24.

22. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth four after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 1: 26-34.
23. Brägger U, Krenander P, Lang NP. Economic aspects of single-tooth replacement. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16: 335-41.
24. Brunski JB, Moccia AF Jr, Pollacks R, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. *J Dent Res.* 1979; 58: 1953-69.
25. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992; 10(3): 153-201.
26. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 15-46.
27. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, *et al.* Longterm evaluation of non-submerged ITI implant. Part I: an 8-year life table analysis of a prospective multi center study with 2359 implants. *Clin Oral Impl Res.* 1997; 8: 161-72.
28. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Adv Dent Res.* 1999; 13: 153-61.
29. Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann Hp, *et al.* Load-related bone modeling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17: 714-22.
30. Calandriello R, Tomatis M, Vallone R, Rangert B, Gottlow J. Immediate occlusal loading of single lower molars using Brånemark system wide-platform TiUnite implants: an interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 (suppl1): 74-80.
31. Cameron H, Pillar RM, Macnab I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J Biomed Mater Res.* 1973; 7: 267-72.
32. Cecchinato D, Olsson C, Lindhe J. Submerged or non – submerged healing of endosseous implants to be used in the rehabilitation of partially dentate patients. *J Clin Periodontol.* 2004; 31: 299-308.

33. Chappard D, Aguado E, Huré G, Grizon F, Basle MF. 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.
34. Chausu G, Chausu S, Tzohar A, Dayan D. Immediate loading of single-tooth implants: immediate versus no-immediate implantation: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16: 267-72.
35. Chiapasco M, Gatti C, Gatti F. Immediate loading of dental implants placed in severely resorbed edentulous mandibles reconstructed with autogenous calvarial grafts. *Clin Oral Implant Res*. 2007; 18: 13-20.
36. Chiapasco M, Gratti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implant Res*. 1997; 8: 48-57.
37. Chou HY, Jagodnik J, Müftü S. Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *J Biomechanics*. 2008; 41: 1365-73.
38. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC,. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2002; 29: 565-74.
39. Cochran D, Morton D, Weber HS. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19 (7): 109-13.
40. De Pauw GA, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G. A histomorphometrical analysis of heavily loaded and non-loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17: 405-12.
41. Degidi M, Piattelli A. A 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol*. 2005; 31 (1): 25-31.
42. Dhert WJ, Thomsen P, Blomgren AK, Esposito M, Ericson LE, Verbout AJ. Integration of press-fit implants in cortical bone: a study on interface kinetics. *J Biomed Mater Res*. 1998; 15: 574-83.
43. Donley TG, Gillette WB. Titanium endosseous implant-soft tissue interface: a literature review. *J Periodontol*. 1991; 62(2): 153-60.
44. Dosualdo JA, Agostinho RM. Histórico e evolução dos implantes. In:

- Neto PT, editor. *Filosofia e técnica de implantes de um estágio cirúrgico*. São Paulo: Quintessence; 2007. p 1- 47.
45. Drago CJ. A prospective study to assess osseointegration of dental endosseous implants with the Periotest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2000; 15: 389-95.
  46. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984; 42: 705-11.
  47. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand*. 1984; 55: 629-31.
  48. Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 month's clinical pilot follow-up study. *Clin Oral Implant Res*. 2000; 11: 26-33.
  49. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*. 1998; 106: 721-64.
  50. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22: 893-904.
  51. Esposito M, Grusovin MG, Talati M, Coulthard P, Oliver R, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: antibiotics at dental implant placement to prevent complications. *Cochrane Database Syst Rev*. 2008; 16: CD004152.
  52. Fernandes Ede L, Unikowski IL, Teixeira ER, da Costa NP, Shinkai RS. Primary stability of Turner and acid-etched screw-type implants: a removal torque and histometric study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22: 886-92.
  53. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004; 74: 3-15.
  54. Ganeles J, Wismeijer D. Early and immediately restored and loaded implants for single-tooth and partial-arch applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(suppl): 92-102.

55. Gapski R, Wnag HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implant Res.* 2003; 14: 515-27.
56. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 585-98.
57. Gerstenfeld LC, Wronski TJ, Hollinger JO, Einhorn TA. Application of histomorphometric methods to the study of bone repair. *J Bone Miner Res.* 2005; 20: 1715-22.
58. Geurs NC, Jeffcoat RL, McGlumphy EA, Reddy MS, Jeffcoat MK. Influence of implant geometry and surface characteristics on progressive osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 811-5.
59. Goodman S, Wang JS, Doshi A, Aspenberg P. Difference in bone ingrowth after one versus two daily episodes of micromotion: experiments with titanium chamber in rabbits. *J Biomed Mater Res.* 1993; 27: 1419-24.
60. Hanson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomechanics.* 2003; 36: 1247-58.
61. Hanawa T, Kamiura Y, Yamamoto S, Kohgo T, Amemiya A, Ukai H, *et al.* Early bone formation around calcium-ion-implanted titanium inserted into rat tibia. *J Biomed Mater Res.* 1997; 36: 1311-16.
62. Haraldson T, Carlsson GE. Chewing efficiency in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Swed Dent J.* 1979; 3: 183-91.
63. Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1980; 14(3): 209-14.
64. Hellem S, Ôstrup L. Normal and retrograde blood supply to the body of the mandible in the dog I. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 23-9
65. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent.* 2007; 16: 165-75.
66. Henry PJ, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Practical and Periodontics Aesthetic Dentistry (PPAD).* 1994; 6: 15-22.
67. Hobkirk JÁ, Wiskott HWA. Biomechanical aspects of oral implants.

- Consensus report of working group I. Clin Oral Implant Res. 2006; 17 (suppl 2): 52-4.
68. Ichida E, Caputo AA. Stresses induced by endodontic stabilizers. J Prosthet Dent. 1986; 55(2):168-75.
69. Ilizarov GA. The principles of the Ilizarov method. Bull Hosp Joint Dis. 1988; 48: 1-16.
70. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res. 1996; 7: 143-52.
71. Jaimes M. Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas: análise estrutural e fotoelástica (Dissertação). Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2008.
72. Kalmey JK, Lovejoy CO. Collagen fiber orientation in the femoral necks of apes and humans: do their histological structures reflect differences in locomotor loading?. Bone. 2002; 31: 327-32.
73. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. J Prosthet Dent. 1983; 49(6): 832-7.
74. Kasemo B, Lausmaa J. Surface science aspects on inorganic materials. Crit Rev Biocompatibil, 1986; 2: 335-80.
75. Kawahara H, Hirabayashi M, Shikita T. Single crystal alumina for dental implants and bone screws. J Biomed Mater res. 1980; 14: 597-605.
76. Kellman R. Recent advancements in facial plating techniques. Facial Plast Clin N Am. 1995; 3: 227-39.
77. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. Angle Orthod. 2008; 78: 692-8.
78. Klotch DW, Gulliland R. Internal fixation vs. conventional therapy in midface fractures. J Trauma. 1987; 27: 1136-45.
79. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008; 23: 65-74.
80. Kroon FMH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA. The use of miniplates in mandibular fractures: an in vivo study. J Craniomaxillofac Surg. 1991; 19:

199-204.

81. Leaderman PD. Das TPS-Schraubeimplantat nach siebenjähriger anwendung. Quintessenz. 1984; 30: 1-11.
82. Lee JY, Kim SG, Moon SY, Lim SCh, Ong JL, Lee KM. A short-term study on immediate functional loading and immediate nonfunctional loading implant in dogs: histomorphometric evaluation of bone reaction. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008 (En Pub).
83. Lekholm U. Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1983; 50(1): 116-20.
84. Levy D, Deporter DA, Piliar RM, Watson PA, Valiquette N. Initial healing in the dog of submerged versus non-submerged porous-coated endosseous dental implant. Clin Oral Impl Res. 1996; 7: 101-10.
85. Lekholm U. Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1983; 1: 116-20.
86. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T (eds): Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Quintessence, Chicago 1985; pp. 199-209.
87. Li S, Chien S, Brånemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. J Orthop Res. 1999; 17: 891-9.
88. Lindeboom JÁ, Frenken JW, Dubois L, Frank M, Abbink I. Immediate loading versus immediate provisionalization of maxillary single-tooth replacement: a prospective randomized study with BioComp implants. J Oral Maxillofac Surg. 2006; 64: 936-42.
89. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. Clin Oral Implant Res. 2006; 17: 244-50.
90. Lo D. Animal models of disease and basic science. Horm Metab Res. 1996; 28: 296-8.
91. Lorenzoni M, Perti CH, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. Clin Oral Impl Res. 2003; 14: 180-7.
92. Maniatopoulos C, Pillar RM, Smith D. Threaded versus porous surface designs for implant stabilization in bone - endodontic implant model. J

- Biomed Mater Res. 1986; 20: 1309-33.
93. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 423-32.
94. McAllister T, Frangos JA. Fluid shears stress stimulates prostaglandin and nitric oxide release in bone marrow-derived prosteoclast-like cells. *Biochem Biophys Res Commun.* 2000; 270: 643-8.
95. McKinney RVJr, Steflik DE, Koth DL. The biologic response to the single-crystal sapphire endosteal dental implant: scanning electron microscopic observations. *J Prosthet Dent.* 1984; 51(3): 372-9.
96. McMillan PJ, Riggs ML, Bogle G, Crigger M. Variables that influence the relationship between osseointegration and bone adjacent to an implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 654-61.
97. Meyer U, Wiesmann HP, Kruse-Lösler B, Handschel J, Stratmann U, Joos U. Strain-related bone remodeling in distraction osteogenesis of the mandible. *Plast Reconstr Surg.* 1999; 103: 800-7.
98. Meyer U, Wiesmann HP, Fillies T, Joos U. Early tissue reaction at the interface of immediately loaded dental implants. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18: 489-99.
99. Morris HE, Ochi S, Crum P, Orestein I, Plezia R. Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *J Oral Implantol;* 2003; 29: 263-9.
100. Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19 (suppl): 103-8.
101. Nagata M, Nagaoka S, Mukunoki O. The efficacy of modular transitional implants placed simultaneously with implant fixtures. *Compend Contin Educ Dent.* 1999; 20(1): 39-42.
102. Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piattelli A, Zoller JE. Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analyses: a minipig study. *J Periodontol.* 2006; 77(2): 152-60.
103. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implant Res.* 2006; 17 (suppl. 2): 19-34.
104. Nkenke E, Lehner B, Fenner M, San Roman F, Thams U, Neukam FW

- et al.* Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005a; 20: 39-47.
105. Nkenke E, Fenner M, Vairaktaris EG, Neukam FW, Radespiel-Troger M. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs. Part II: histomorphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005b; 20: 540-6.
106. Nkenke E, Lenher B, Weinzierl K, Thams U, Neugebauer J, Steveling H *et al.* Bone contact, growth, and density around immediately loaded implants in the mandible of mini pigs. *Clin Oral Implant Res.* 2003; 14: 312-21.
107. Nociti Júnior FH, Stefani CM, Machado MA, Sallum EA, Toledo S, Sallum AW. Histometric evaluation of bone regeneration around immediate implants partially in contact with bone: a pilot study in dogs. *Implant Dent.* 2000; 9: 321-8.
108. Nordin T, Jönsson G, Nelving P, Rasmusson L. The use of a conical fixture design for fixed partial prostheses. A preliminary report. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9: 343-7.
109. Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9: 91-9.
110. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 769-76.
111. Payne AG, Tawse-Smith A, Kumara R, Thomson WM. One year prospective evaluation of the early loading of unsplinted conical branemark fixtures with mandibular overdentures immediately following surgery. *Clin Impl Dent Rel Res* 2001; 3(1): 9-19.
112. Park YS, Yi KY, Lee IS, Jung YCh. Correlation between microtomography and histomorphometry for assessment of implant osseointegration. *Clin Oral Implant Res.* 2005; 16: 156-160.
113. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A

- three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implant Res. 2005; 16: 486-94.
114. Peter CP, Guy J, Shea M, Bagdon W, Kline WF, Hayes WC. Long-term safety of the aminobiphosphonate alendronate in adult dogs. 1 General safety and biomechanical properties of bone. J Pharmacol Exp Ther. 1996; 276: 271-6.
115. Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: A clinical and histological report of two cases. J Periodontol. 1997; 68: 591-7.
116. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M. Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. J periodontal. 1998; 69: 321-7.
117. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observation on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin Orthop Relat Res. 1986; 208: 108-13.
118. Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. Biomaterials. 1999; 20: 2311-21.
119. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. J Oral Implantol. 2008; 34: 1-6.
120. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(2): 177-86.
121. Roberts WE. Bone tissue interface. J Dent Educ. 1984; 52: 804-9.
122. Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, *et al.* Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. J Periodontol. 2001; 72: 506-11.
123. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH. Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with macaca fascicularis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002; 17: 44-51.
124. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig GH. Bone-implant interface around titanium implants under different loading

- conditions: a histomorphometrical analysis in the macaca fascicularis monkey. *J Periodontol.* 2003; 74: 1483-90.
125. 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): 1823-32.
126. Rønold HJ, Lyngstadaas SP, Ellingsen JE. A study on the effect of dual blasting with TiO<sub>2</sub> on titanium implant surfaces on functional attachment in bone. *J Biomed Mater Res.* 2003; 67: 524-30.
127. Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics-a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1995; 15(4): 344-61.
128. Sammarco GJ, Burstein AH, Davis WL, Frankel VH. The biomechanics of torsional fractures: the effect of loading on ultimate properties. *J Biomech.* 1971; 4: 113-7.
129. Sennerby L, Wennerberg A, Pasop F. A new microtomographic technique for non-invasive evaluation of the bone structure around implants. *Clin Oral Impl Res.* 2001; 12: 91-4.
130. Schincaglia GP, Marzola R, Scapoli C, Scotti R. Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible: a randomized controlled split – mouth study – machined versus titanium oxide implant surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 35-46.
131. Schnitman PA, Whörle PS, Rubenstein JE, Da Silva J, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prosthesis at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 495-503.
132. Schnitman PA, Shulman LB. Vitreous carbon implants. *Dent Clin North Am.* 1980; 24(3): 441-63.
133. Schröder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1976; 86: 713-27.
134. Schröder A, Stich H, Straumann F, Sutter F. The accumulation of osteocementum around a dental implant under physical loading. *SSO*

- Schweiz Monatsschr Zahnheilkd. 1978; 88: 1051-8.
135. Schröder A, Van Der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981; 9(1): 15-25.
136. Schröder A, Maeglin B, Sutter F. Das ITI-Hohlzyl-inderimplantat Typ F zur prothesenretention beim zahnlosen kiefer. *Schweizerische Monatschrift fur Zahnheilkunde.* 1983; 93: 720-33.
137. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemically modified and conventional SLA titanium implants: preliminary results of a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18: 481-8.
138. Schwarz F, Sager M, Ferrari D, Herten M, Wieland M, Becker J. bone regeneration in dehiscence-type defects at non-submerged and submerged chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants: a immunohistochemical study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2008; 35: 64-75.
139. Skalak R. Osseointegration biomechanics. *J Oral Implantol.* 1986; 12(3): 350-6.
140. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21: 560-6.
141. Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bünger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res.* 1992, 10: 285-99.
142. Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19: 819-25.
143. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11: 12-25.
144. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and boné quality on stress/strain distribution in boné

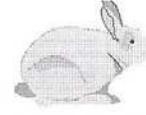
- around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18: 357-68.
145. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1-to-5 year data. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(3): 319-24.
146. Turner AS. Animal models of osteoporosis – necessity and limitations. *Eur Cell Mater*. 2001; 1: 66-81.
147. Traini T, Degidi M, Caputi S, Strocchi R, Di Loiro D, Piattelli A. Collagen fiber orientation in human peri-implant bone around immediately loaded and unloaded titanium dental implants. *J Periodontol*. 2005; 76: 83-9.
148. Weber HP, Buser D, Donath K, Fiorellini JP, Doppalapudi V, Paquette DW *et al*. Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants. A histometric study in beagle dogs. *Clin Oral Impl Res*. 1996; 7: 11-9.
149. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. An animal study of c.p. titanium screw with different surface topographies. *J Mater Sci: Mater Med*. 1995; 6: 302-9.
150. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. a 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12: 486-94.
151. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*. 2006; 67: 162-74.
152. Wöhrle PS. Single-tooth replacement in the aesthetic zone with immediate provisionalization: fourteen consecutive case reports. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998; 10(9): 1107-14.
153. Zarb G, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament?. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991; 11: 88-91.
154. Zechner W, Kneissel M, Kim S, Ulm C, Watzek G, Plenck H. Histomorphometrical and clinical comparison of submerged and nonsubmerged implants subjected to experimental peri-implantitis in dogs. *Clin Oral Impl Res*. 2004; 15: 23-33.

## ANEXO

### Protocolo Comitê de Ética em Pesquisa Animal



Universidade Estadual de Campinas  
Instituto de Biologia



CEEA-IB-UNICAMP

#### Comissão de Ética na Experimentação Animal CEEA-IB-UNICAMP

#### CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo nº 1262-1, sobre "Análise histológica e histométrica de cães, do processo de osseointegração junto à interface de dois sistemas de implantes endósseos submetidos e não submetidos à carga imediata", sob a responsabilidade de Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa / Sergio Adrian Olate Morales, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotados pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), tendo sido aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal (CEEA)-IB-UNICAMP em reunião de 24 de novembro de 2008.

#### CERTIFICATE

We certify that the protocol nº 1262-1, entitled "Histologic and histometric analyses in dog jaw of the osseointegration process together with interface of two systems the endosseous implants strain and not strain to immediate load", is in agreement with the Ethical Principles for Animal Research established by the Brazilian College for Animal Experimentation (COBEA). This project was approved by the institutional Committee for Ethics in Animal Research (State University of Campinas - UNICAMP) on November 24, 2008.

Campinas, 24 de novembro de 2008.

Prof. Dra. Ana Maria A. Guaraldo  
Presidente

Fátima Alonso  
Secretária Executiva

CEEA/IB – Unicamp  
Caixa Postal 6109  
13083-970 Campinas, SP – Brasil

Telefone: (19) 3521-6359  
Telefax: (19) 3521-6356  
E-mail: [comisib@unicamp.br](mailto:comisib@unicamp.br)  
<http://www.ib.unicamp.br/institucional/ceea/index.htm>