LEANDRO CHAMBRONE

**Avaliação radiográfica dos efeitos da sobrecarga oclusal sobre implantes
dentários SLA e SLActive restaurados precocemente:
estudo experimental em cães**

São Paulo
2011

LEANDRO CHAMBRONE

**Avaliação radiográfica dos efeitos da sobrecarga oclusal sobre implantes
dentários SLA e SLActive restaurados precocemente:
estudo experimental em cães**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de concentração: Periodontia

Orientador: Prof. Dr. Luiz A. P. A. de Lima

São Paulo

2011

Chambrone L. Avaliação radiográfica dos efeitos da sobrecarga oclusal sobre implantes dentários SLA e SLActive restaurados precocemente: estudo experimental em cães. Tese apresentada à faculdade de Odontologia de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Periodontia.

Aprovado em: _____ / _____ / _____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

*Aos meus pais **LUIZ** e **JOANA**, meus guias, meus principais mestres e amigos, na caminhada diária da vida. Meu eterno agradecimento.*

*Aos meus irmãos **DANIELA** e **JÚNIOR**, pelo apoio dado sempre que precisei.*

*À **ANA LÚCIA** e **GIULIA**, meus amores, detentoras do meu equilíbrio, força, constância e luzes do meu caminho.*

*Aos meus **AMIGOS ESPIRITUAIS**, companheiros onipresentes que iluminam meus caminhos e abrem diariamente meus olhos para o amor entre os seres.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Associado **LUIZ ANTONIO PUGLIESI ALVES DE LIMA, pela amizade, orientação e incentivo na realização deste trabalho, bem como por ter acreditado e confiado sempre no meu potencial.*

** Ao Professor Titular **FRANCISCO EMÍLIO PUSTIGLIONI**, pela oportunidade de poder compartilhar seus ensinamentos e auxiliar meu desenvolvimento profissional e humano como aluno desta casa.*

** Ao Professor Doutor **CLAUDIO MENDES PANNUTI**, pela amizade, conselhos e por sua inestimável ajuda na revisão final deste projeto.*

Aos meus colegas de turma, **ANDRÉ, DANIELI, FLÁVIA, ISABELLA, MÁRCIO, MARIANA, OSMAR, RODRIGO, RODRIGO NAHAS, SILVIA e VANESSA obrigado pela amizade, carinho e pelo constante aprendizado.*

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Titular José Hildebrando Todescan, Professor Associado Giorgio de Micheli, Professor Associado Giuseppe Alexandre Romito, Professor Associado Cesário Antonio Duarte, Professor Doutor Marco Antonio Paupério Georgetti, Professor Doutor João Batista Cesar Neto, Professora Doutora Marinella Holzhausen, Professora Doutora Marina Clemente Conde e Professora Doutora Luciana Saraiva de Campos pelos ensinamentos e motivação ao aprendizado.

Ao Professor Doutor Maurício G. Araújo por permitir a realização deste projeto (preparo e tratamento dos animais durante todo o período do experimento) em seu laboratório instalado junto ao Biotério da Universidade Estadual de Maringá, e por participar deste projeto como colaborador.

Ao Professor Associado Luiz Antonio Pugliesi Alves de Lima pelo convite para que eu participasse desse projeto e Professor Titular Niklaus P. Lang pela concordância, ambos beneficiários da verba para financiamento da pesquisa recebida do International Team for Implantology

"Deus nos concede, a cada dia, uma página de vida nova no livro do tempo. Aquilo
que colocamos nela corre por nossa conta."

(Francisco Cândido Xavier)

RESUMO

Chambrone L. Avaliação radiográfica dos efeitos da sobrecarga oclusal sobre implantes dentários SLA e SLActive restaurados precocemente: estudo experimental em cães [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Corrigida.

O objetivo deste estudo foi avaliar os resultados radiográficos obtidos pelas análises de subtração radiográfica digital e linear de implantes dentários com superfície SLA e SLActive submetidos a carga funcional e sobrecarga oclusal precoce restaurados com reconstruções em *cantilever* (pôntico suspenso). Cinco cães beagle tiveram seus pré-molares mandibulares extraídos bilateralmente. Após três meses, retalhos foram elevados e seis implantes (três SLA e três SLActive) foram instalados em um desenho de boca dividida e aleatorização por blocos. Após quatro semanas, os implantes foram restaurados em cada lado da mandíbula da seguinte forma: uma coroa unitária com contatos oclusais estáveis (OE), uma coroa e uma unidade de cantilever com contatos oclusais excessivos (SO), e um implante protegido pela unidade em cantilever que não recebeu carga funcional (NR). Os cães foram mantidos em um programa de controle de placa periódico, durante o período do experimento. Radiografias padronizadas foram tomadas utilizando-se guias radiográficas individualizadas e padronizadas em dois momentos: na instalação das próteses e 24 semanas após o carregamento. Análises de subtração radiográfica digital e medições lineares (entre um plano projetado entre os ombros do implante e o primeiro contato implante-osso) foram realizadas. As análises estatísticas, ANOVA para medidas repetidas, ANOVA para dados equilibrados e teste t de Bonferroni foram utilizados para identificar diferenças entre as médias, entre os seis grupos avaliados: SLA OE, SLA SO, SLA NR, SLActive OE, SLActive SO e SLActive NR. Achados gerais similares foram observados para os grupos SLA e SLActive (todos os grupos OE, NR e SO) em relação ao nível ósseo peri-implantar e as dimensões das áreas indicando alterações de densidade óssea ao redor dos implantes. As mensurações lineares variaram de 1,61 mm (grupo SLActive SO) a 1,94 mm (grupo SLA SO) no tempo 0 (antes da aplicação das cargas funcionais) e 2,00 mm (grupo SLA SO) a 2,99 mm (grupo SLActive NR) na avaliação após 24 semanas, sem

diferenças estatisticamente significativas dentro ou entre-grupos ($p = 0,672$). Com relação à área de mudança de densidade óssea, esta variou de $0,91 \text{ mm}^2$ (grupo SLA OE) para $1,40 \text{ mm}^2$ (grupo SLA SO), mas sem diferenças significativas entre os grupos ($p = 0,568$). Por outro lado, um ganho de densidade óssea estatisticamente significativa foi encontrado para o grupo SLA com sobrecarga oclusal ($p = 0,012$). Nenhuma diferença significativa na alteração de densidade óssea foi detectada entre os outros cinco grupos ($p > 0,05$). Em conclusão, a sobrecarga oclusal precoce aplicada sobre implantes restaurados com reconstruções em cantilever, não levou a mudanças significativas na altura óssea peri-implantar após 24 semanas. No entanto, a densidade óssea ao redor de implantes SLA com sobrecarga oclusal, foi significativamente maior que nos outros grupos.

Palavras-Chave: Extensões em cantilever. Nível ósseo marginal. Carga oclusal. Osseointegração. Implantes de titânio. Radiografias dentárias digital. Subtração radiográfica

ABSTRACT

Chambrone L. Radiographic evaluation of the effects of an excessive occlusal load on early restored SLA and SLActive dental implants: an experimental study in dogs [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Corrigida.

The objective of this study was to evaluate the radiographic outcomes of SLA and SLActive dental implants submitted to functional load and early occlusal overload restored with cantilever reconstructions. Five beagle dogs had their mandibular premolars extracted bilaterally. After three months, flaps were raised and six implants (three SLA and three SLActive) were installed in a block-randomized split-mouth design. After four weeks, implants were restored on each side of the mandible as follows: one single crown with stable occlusal contacts (OE), one crown and a cantilever unit with overt occlusal contacts (SO), and an implant protected by the cantilever unit not submitted to functional load (NR). The dogs were maintained in a strict and periodic plaque control program during the period of the experiment. Standardized radiographies were taken using standardized and individualized radiographic stents in two distinct moments: at prostheses installation and 24-weeks after loading. Digital subtraction radiography analyses and linear measurements were performed. Statistical analyses used repeated measures ANOVA and ANOVA for balanced data and the Bonferroni Student t test to identify differences between the means of the six evaluated groups: SLA OE, SLA SO, SLA NR, SLActive OE, SLActive SO and SLActive NR. Similar findings were found for SLA and SLActive groups regarding the peri-implant bone level and the area of bone density change around implants. Baseline linear measurements ranged from 1.61 mm (SLActive SO group) to 1.94 mm (SLA SO group) at baseline, and from 2.00 mm (SLA SO group) to 2.99 mm (SLActive NR group) at the 24-week evaluation, with no statistically significant differences within- or between-groups ($p=0.672$). With respect to the areas of bone density change, they ranged from 0.91 mm² (SLA OE group) to 1.40 mm² (SLA SO group), but without significant differences between groups ($p=0.568$). On the other hand, a statistically significant bone density gain was found for the overloaded SLA group ($p=0.012$). No significant differences in bone density change

were detected between the other five groups ($p>0.05$). In conclusion, the early occlusal overload applied to implants restored with cantilever reconstructions did not lead to significant changes in the peri-implant bone height. However, bone density around overloaded SLA implants was significantly higher than in the other groups.

Keywords: Cantilever extensions. Marginal bone level. Occlusal load. Osseointegration. Titanium implants. Digital dental radiography. DSubtraction radiography

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Fluxograma do estudo.....	38
Figura 4.2 – Representação esquemática do modelo experimental empregado.....	40
Figura 4.3 – Reconstruções protéticas em função.....	41
Figura 5.1 – Imagem radiográfica mostrando a condição óssea imediatamente antes da aplicação de cargas sobre os implantes (implante da esquerda [OE], central [NR] e da direita [SO]).....	47
Figura 5.2 – Imagem mostrando a condição óssea 24 semanas após a aplicação de cargas sobre os implantes.....	47
Figura 5.3 – Imagem resultante da subtração radiográfica digital.....	47
Figura 5.4 – RIs codificadas por cor ao redor de cada implante (vermelho – perda óssea; azul – ganho ósseo).....	47
Figura 5.5 – Medidas radiográficas lineares entre o ponto de referência e o primeiro contato osso-implante.....	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Regiões de interesse apresentando alterações de densidade óssea (mm ²).....	48
Tabela 5.2 - Alteração nos níveis de cinza das RIs conforme o tipo de superfície e tratamento.....	48
Tabela 5.3 - Valores das medidas radiográficas lineares (mm) conforme o tipo de superfície, tratamento e momento da avaliação.....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CIO	contato implante-osso
DO	densidade óssea
DP	desvio padrão
IC	intervalo de confiança
ID	implante dentário
LCD	<i>liquid cristal display</i> (display de cristal líquido)
ECA	ensaio clínico controlado aleatorizado
ML	medidas lineares
NR	implante protegido pela unidade em cantilever que não recebeu carga funcional (NR).
OE	coroa unitária com contatos oclusais estáveis (OE)
PGE2	prostaglandina E2
PPF	prótese parcial fixa
PPFC	prótese parcial fixa combinada dente-implante
PR	ponto de referência
RI	região de interesse
SLA	<i>sandblasted and acid-etched surface</i> (superfície jateada por areia de granulação grossa e condicionada por ácido)
SLActive	<i>modified sandblasted and acid-etched surface</i> (superfície jateada por areia de granulação grossa e condicionada por ácido modificada)
SO	coroa e uma unidade de cantilever com contatos oclusais excessivos (SO)
SRD	subtração radiográfica digital
Ti	titânio
TIFF	<i>tagged image file format</i>
TiO ₂	<i>titanium dioxide</i> (dióxido de titânio)
TGF- β 1	<i>tumoral growth factor beta-1</i> (fator de crescimento tumoral β 1)
TPS	<i>titanium plasma-sprayed</i> (spray de plasma de titânio)
<i>p</i>	valor <i>p</i>
VEGF	<i>vascular endothelial growth factor</i> (fator de crescimento endotelial vascular)

LISTA DE SÍMBOLOS

MB	megabyte
N	Newton
s	segundos
μm	micrometros
%	por cento
α	alfa

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	18
2.1	Trauma de oclusão e SO.....	18
2.2	Avaliação radiográfica em estudos experimentais testando SO.....	19
2.3	Avaliação radiográfica e análise de subtração radiográfica digital em implantodontia.....	22
2.4	Topografia superficial e características das superfícies SLA e SLActive.....	25
2.5	Períodos de osseointegração.....	30
2.6	Sauserização.....	32
2.7	Considerações sobre reconstruções do tipo cantilever implanto-suportadas....	34
3	PROPOSIÇÃO.....	37
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	38
5	RESULTADOS.....	46
6	DISCUSSÃO.....	51
7	CONCLUSÕES.....	58
	REFERÊNCIAS.....	59
	ANEXOS.....	82
	APÊNDICES.....	84

1 INTRODUÇÃO

A gama de procedimentos protéticos foi consideravelmente ampliada a partir do desenvolvimento e uso de restaurações implanto-suportadas. Contudo, o sucesso de um tratamento com implantes dentários (ID), está baseado na osseointegração, ou seja, na ocorrência de uma deposição óssea direta sobre a superfície do implante no nível de microscopia óptica, criando uma interface funcional de integração entre implante e osso alveolar vivo (Brånemark et al., 1977).

Normalmente, após a sua instalação, um processo de remodelação dinâmico ocorre de forma a melhorar a qualidade e a quantidade de osso próximo à superfície do implante (Kohri et al., 1992; Heitz-mayfield et al., 2004; Araújo et al., 2005). Em geral, seguida a cicatrização inicial dos tecidos, alterações ósseas ainda irão ocorrer após a aplicação de cargas (oclusão) sobre o implante (Schenk; Buser, 1998). Segundo a literatura, a direção, frequência e magnitude da carga oclusal podem determinar o tipo de resposta óssea ao redor de um implante dentário (Romanos et al., 2003).

Sob condições normais de oclusão, quando uma carga funcional é aplicada em implantes dentários de titânio, esta pode levar a um aumento da osseointegração, sem evidências de perda óssea marginal, desde que a carga oclusal seja adequadamente distribuída (Berglundh et al., 2005). Por outro lado, interferências oclusais e atividades parafuncionais, não permitem a obtenção de contatos estáveis e harmoniosos, o que pode levar a complicações biológicas (por exemplo, a perda óssea peri-implantar) e/ou mecânicas (por exemplo, perda ou fratura do parafuso do pilar, fratura do material de revestimento, e fratura do implante) (Falk et al., 1990; Quirynen et al., 1992; Schwarz, 2000; Rangert et al., 1995).

Estudos em modelos animais têm sido utilizados em pesquisa odontológica, para testar a segurança, eficácia, efeitos deletérios e compreender os mecanismos de ação dos procedimentos que envolvem implantes e que não podem ser reproduzidos em humanos (Faggion et al., 2010). Em relação à avaliação dos efeitos de cargas oclusais em modelos experimentais compostos por primatas e cães, que avaliaram IDs de superfície usinada (lisa), hexágono externo e restaurados com coroas ferulizadas/unidas observou-se que a presença de uma sobrecarga oclusal

(SO) (isto é, carga oclusal excessiva) pode levar a uma perda de osseointegração e falha precoce (perda) do implante (Isidor, 1996, 1997; Miyata et al., 1997, 2000). Por outro lado, uma recente revisão sistemática observou que a SO parece desempenhar um papel fundamental no desenvolvimento da degeneração dos tecidos peri-implantares, somente quando há acúmulo de placa (Chambrone et al., 2010).

Além disso, existem indícios que a SO tende a aumentar a densidade óssea (DO) em torno de implantes dentários (Chambrone et al., 2010), porém essa informação não pode ser acessada por meio de exames clínicos. O exame radiográfico tem sido utilizado para o planejamento do tratamento e acompanhamento de ID, uma vez que fornece informações sobre o osso peri-implantar (De Moraes et al., 2009). Assim, se um procedimento radiográfico bem padronizado é realizado, as radiografias podem ser utilizadas em análises lineares ou de subtração digital, para visualizar variações no rebordo alveolar, tais como formação ou reabsorção óssea peri-implantar e/ou alterações na densidade óssea (Wenzel et al., 1992; Brägger, 1994, 2005; Hänggi et al., 2005; Jung et al., 2008; Cochran et al., 2009; De Moraes et al., 2009). Como observado anteriormente (Chambrone et al., 2010), não foram encontrados dados provenientes de análises de subtração radiográfica digital (SRD), conduzidas em modelo animal, avaliando os efeitos da sobrecarga oclusal em implantes clinicamente estáveis.

Desta maneira, a utilização de informações provenientes de estudos radiográficos em modelos animais padronizados, avaliando os resultados associados à ação de cargas oclusais precoces e SO, podem ser considerados como uma importante contribuição ao planejamento de tratamentos empregando IDs osseointegrados.

2 REVISÃO DA LITERATURA

De forma a tornar a revisão da literatura mais concisa e efetiva, os principais assuntos relacionados ao estudo foram separados em sete tópicos:

2.1 Trauma de oclusão e SO

Qualquer contato entre dentes antagonistas que ocorra antes da intercuspidação desejada e que iniba as superfícies de oclusão restantes de alcançarem contatos estáveis e harmoniosos, pode causar uma interferência oclusal (AAP, 2001). Em dentes naturais, esta condição pode levar a um trauma, resultando em alterações teciduais do periodonto de sustentação (ou seja, trauma oclusal) (AAP, 2001). Há muitos anos, o papel da oclusão e seu impacto dinâmico e interativo sobre o periodonto, tem sido um tema de controvérsia e extenso debate (Jung et al., 1999). Embora uma variedade de condições oclusais tenham sido alegadamente relacionados para esta interação (tais como o bruxismo, má oclusão, abfração, etc), o foco central tem sido o trauma oclusal, resultante de forças excessivas aplicadas sobre o periodonto (Jung et al., 1999).

Em relação ao ID de titânio (Ti), inexistente uma definição ou conceito preciso sobre SO. Neste estudo, a definição proposta levará em consideração as complicações resultantes (isto é, SO sobre implantes será definida como uma força excessiva que, uma vez aplicada a uma restauração implanto-suportada, resultará em complicações técnicas e / ou biológicas).

Berglundh et al. (2005), sugeriram que a aplicação de uma carga funcional em IDs pode aumentar a osseointegração sem, contudo, causar perda óssea marginal, quando a carga oclusal é adequadamente distribuída. Entretanto, dados clínicos, radiográficos e histológicos, provenientes de uma recente revisão sistemática sobre os efeitos da SO na saúde dos tecidos peri-implantares, mostraram que: 1) não foi possível estabelecer (até o presente momento) se uma SO pode afetar negativamente a osseointegração, quando um controle de placa adequado é realizado; 2) a SO parece aumentar a densidade óssea (histológica) ao redor de IDs

na ausência de inflamação; e 3) a SO pode desempenhar um papel fundamental, no desenvolvimento de lesões peri-implantares (perda de osseointegração), quando o acúmulo de placa estiver presente (Chambrone et al., 2010). Especificamente sobre os resultados radiográficos existentes na literatura, estes serão descritos a seguir.

2.2 Avaliação radiográfica em estudos experimentais testando SO

Dada a natureza do experimento e a impossibilidade de se testar tal hipótese em humanos, a avaliação radiográfica dos efeitos de uma SO sobre IDs de Ti, tem sido focada em achados provenientes de estudos em modelo animal. Para a identificação dos estudos incluídos ou considerados neste subtópico, estratégias de pesquisa detalhadas foram utilizadas para a seleção e avaliação dos estudos existentes e cadastrados em quatro bancos de dados online (MEDLINE, EMBASE, LILACS e OpenSIGLE) (Chambrone et al., 2010). A partir de uma amostra inicial de 347 artigos potencialmente relevantes e selecionados para avaliação, apenas três estudos analisaram radiograficamente a ação de uma SO sobre implantes osseointegrados (Isidor, 1996; Miyata et al., 2000; Heitz-Mayfield et al., 2004).

O primeiro estudo a avaliar os efeitos de uma SO sobre implantes de titânio foi conduzido por Isidor (1996), em uma amostra de quatro macacos (*Macaca fascicularis*). Foram extraídos os incisivos, pré-molares e 1ºs molares mandibulares e instalados cinco implantes por animal oito meses após, sendo dois IDs com superfície usinada (lisa) e três tratadas com dióxido de titânio (TiO₂) (Astra Tech, AB, Suécia - diâmetro 3,5 mm e comprimento 8,0 mm). Os implantes foram expostos seis meses após a instalação e os seguintes grupos foram formados: 1) segmento posterior – dois implantes (um TiO₂ e um usinado) restaurados com uma prótese parcial fixa (PPF) ocluindo com coroas unidas (“*splints*”) recobrindo os pré-molares e molares superiores para obter SO e um controle de placa mecânico (escovação) semanal; 2) segmento posterior – dois implantes (um TiO₂ e um usinado) restaurados apenas com *abutments* em infra-oclusão, colocação de um fio de algodão no sulco periimplantar de cada implante e ausência de controle de placa; 3) segmento anterior – um implante (TiO₂) restaurado com um *abutment* em infra-oclusão, colocação de um fio de algodão no sulco peri-implantar e ausência de

controle de placa. Durante o período do experimento, as PPFs foram trocadas de uma a duas vezes. Dados radiográficos foram coletados no momento da instalação das próteses/*abutments*, e aos três, seis, nove, 12, 15 e 18 meses de acompanhamento. Entre os implantes submetidos ao acúmulo de placa, houve um aumento gradual de perda de altura óssea marginal (média de 1,8 mm aos 18 meses – $p < 0,001$). Dos oito implantes submetidos à carga oclusal excessiva, cinco apresentaram uma área radiolúcida distinta ao seu redor e, no geral, houve um progressão de perda óssea estatisticamente significativa ($p < 0,001$), alcançando um valor médio de 5,5 mm aos 18 meses de acompanhamento. Contudo, a diferença entre os grupos apresentou um nível de significância de $p = 0,12$, bem como nenhuma das comparações evidenciou diferenças entre as superfícies avaliadas. O autor deste estudo concluiu que a SO em IDs osseointegrados pode ser o principal fator para perda de osseointegração e que o acúmulo de placa pode resultar em perda da altura óssea marginal.

O segundo estudo a realizar uma avaliação radiográfica dos efeitos da sobrecarga oclusal foi conduzido por Miyata et al. (2000), em uma amostra de quatro macacos (*Macaca fascicularis*) submetidos à extração dos 2ºs pré-molares e 1ºs molares inferiores do lado direito, e a instalação de dois implantes IMZ (IDs revestidos com hidroxiapatita) (Friatec, Mannheim, Alemanha – diâmetro 2,8 mm e comprimento 8 mm) três meses após a remoção dos dentes. Passado um período de osseointegração de três meses, os implantes foram restaurados com coroas unitárias unidas, apresentando diferentes “alturas” de excesso oclusal (animal A – sem excesso de altura oclusal; animal B - 100µm; animal C - 180µm; animal D – 250 µm de excesso oclusal) e submetidos a um controle de placa semanal. Radiografias tomadas antes da aplicação das cargas foram comparadas com as tiradas após quatro semanas. A comparação entre as imagens radiográficas tomadas antes da aplicação das próteses e após quatro semanas de carga mostraram que não houve alterações visíveis, tanto para o animal controle (A), quanto para o modelo com 100 µm (B). No entanto, os autores observaram que para os animais C (180 µm) e principalmente D (250 µm), ocorreu reabsorção óssea próxima a 50% do comprimento dos implantes nas faces inter-implantes (distal do implante instalado na região de 2º pré-molar e mesial do implante instalado na região de 1º molar). As conclusões deste estudo sugerem que a reabsorção óssea ao redor de ID provocada por SO, tende a aumentar a partir de excessos oclusais iguais ou

superiores a 180 µm, bem como também sugerem que existe a possibilidade da ocorrência de reabsorção óssea causada por SO exclusivamente, mesmo na ausência de inflamação do tecido peri-implantar.

O terceiro e último estudo, realizado por Heitz-Mayfield et al. (2004), utilizou uma amostra de seis cães da raça Labrador, submetidos à extração dos pré-molares, 1ºs e 2ºs molares inferiores e a instalação de quatro implantes por hemiarco mandibular (dois SLA e dois TPS; diâmetro 4,1 mm e comprimento 8,0 mm - Straumann AG, Basel, Suíça), três meses após as extrações. Passado um período de cicatrização não submersa de seis meses, as hemi-arcadas de cada um dos animais foram separadas em grupo teste e grupo controle. Para o grupo teste, moldagens foram realizadas e coroas unitárias em ouro foram instaladas em cada um dos quatro implantes. Estas coroas foram preparadas de forma a reconstruir a oclusão cêntrica dos cães em um “hiper-contato”, proporcionando um aumento da dimensão vertical, em pelo menos, 3 mm. O grupo controle e os dentes anteriores remanescentes ficaram em infra-oclusão e todos os animais foram mantidos em um regime de controle de placa diário (escovação + spray de clorexidina a 0,2%), até o término do experimento. Posicionadores acrílicos foram fixados aos implantes e as radiografias foram tomadas em dois momentos distintos (previamente à instalação das coroas e oito meses depois). Medidas lineares (ML) referentes à distância entre o ombro do implante e o primeiro contato osso-implante, foram realizadas nos sítios mesial e distal de cada um dos implantes. O exame radiográfico foi realizado em imagens digitalizadas e padronizadas, em uma mesma exposição geométrica, com o auxílio de um programa de computador. Os resultados deste estudo mostraram que a média das MLs variou entre 3,5 e 3,6 mm no início do experimento e 3,6 e 3,8 na reavaliação aos oito meses sem, contudo, existirem diferenças consideradas estatisticamente significantes entre ou intra-grupos. Os autores concluíram que os níveis de osso peri-implantar ao redor de implantes de titânio SLA e TPS não poderiam ser afetados em qualquer forma pela SO, e que, à luz das evidências do papel bacteriano no desenvolvimento da perda óssea peri-implantar, os resultados deste estudo reforçariam a noção de que a SO poderia apresentar apenas um risco muito pequeno, se algum, para a integridade dos implantes osseointegrados.

2.3 Avaliação radiográfica e análise de subtração radiográfica digital em implantodontia

O exame radiográfico do osso em contato com a superfície do implante é um importante fator na avaliação e diagnóstico de alterações nos tecidos ósseos ao longo do tempo (Nicolopoulou-Karayianni et al., 1997). Radiografias panorâmicas e periapicais são rotineiramente utilizadas, para avaliar mudanças na altura do osso periimplantar, na osseointegração e na detecção do desenvolvimento de defeitos angulares. No entanto, o exame a olho nú das radiografias periapicais apresenta um valor limitado, pois não permite uma avaliação de alterações sutis do osso alveolar (Goodson et al., 1984; Brägger, 1988), bem como medições acuradas da altura da crista óssea peri-implantar, não podem ser realizadas em radiografias panorâmicas (Lang; Hill, 1977; Brägger, 1988).

Os três estudos prévios que avaliaram radiograficamente os efeitos de uma SO em IDs osseointegrados, observaram somente alterações de altura óssea peri-implantar, quer seja visual (Isidor, 1996; Myiata et al., 2000) ou assistida por programa de computador (Heitz-Mayfield et al., 2004). Entretanto, outros testes radiográficos, tais como os métodos de análise de imagens digitais via SRD, podem contribuir para o diagnóstico de alterações na qualidade, quantidade (área e avaliação métrica linear) e densidade do osso alveolar peri-implantar (Brägger, 1988; 1994, 2005; Wenzel et al., 1992).

Os primeiros relatos referentes a utilização de uma técnica de subtração radiográfica, foram descritos por Ziedses des Plantes em 1935 (Brägger, 1988) como “a diferença entre duas radiografias realizadas antes e após a injeção de meio de contraste em arteriografia”. De forma a obter uma geometria de exposição reproduzível, a cabeça do paciente foi mantida sempre em uma mesma posição, através um artefato (*biteblock*), fixado ao aparelho de raios-x. Em seguida, um diapositivo da primeira radiografia foi subtraído da arteriografia após superposição, permitindo assim que a imagem dos vasos sanguíneos, preenchidos com meio de contraste fossem visualizados (Brägger, 1988).

Basicamente, a subtração radiográfica esta baseada na eliminação de estruturas constantes entre duas imagens a serem comparadas e o realce das estruturas remanescentes, demonstrando alterações na densidade (Fourmouis et

al., 1994). No que diz respeito a SRD, esta técnica foi introduzida no diagnóstico odontológico por Rüttimann et al. (1981), Webber et al. (1982), e Gröndahl et al. (1983). Em Periodontia, Lurie et al. (1983), foram os primeiros a aplicar um método similar para avaliar perda óssea alveolar crestal em lesões periodontais induzidas em animais (macacos). Nestes estudos, e a partir das radiografias iniciais, uma "máscara" foi produzida em um duplicador de filmes radiográficos. Em seguida, as radiografias finais foram posicionadas na parte superior da máscara, e uma radiografia de subtração foi obtida no duplicador radiográfico (Lurie et al., 1983).

Contudo, a qualidade de uma análise por SRD está diretamente associada a diversos aspectos inerentes à avaliação radiográfica planejada, tais como uma padronização da projeção geométrica entre as diferentes imagens, do tempo de exposição e dos procedimentos de revelação (Brägger, 1994; Fourmouis et al., 1994). A obtenção de uma exposição simétrica, pode ser conseguida através da combinação de "blocos de mordida" (*biteblocks*) individualizados e de dispositivos posicionadores padronizados que permitem um posicionamento constante da estrutura a ser radiografada frente ao cone do aparelho de raios-X (Duckworth et al. 1983; Pitts, 1984; Harrison; Richardson, 1989; Zappa et al., 1991; Brägger, 1994), ou através do uso de cefalostatos (Jeffcoat et al., 1987). O tempo de exposição necessita ser constante e proveniente de uma mesma fonte emissora (isto é, um mesmo aparelho de raios-X) para todas as radiografias, bem como estas devem ser reveladas nas mesmas condições, preferencialmente ao mesmo tempo e através de condições automatizadas (Brägger, 1994, 2005). Cabe-se ressaltar que a obtenção destas condições, em sua totalidade, não é fácil, e que antes da realização da SRD, pode-se fazer necessária a utilização de recursos eletrônicos (programas de computador) para uma correta adequação das imagens.

Atualmente, a SDR pode ser realizada em imagens obtidas de forma direta ou semi-direta através de sensores digitais ou placas de fósforo, respectivamente (radiografia digital) ou de maneira convencional (imagens digitalizadas), a partir de filmes radiográficos convencionais lidos por um scanner próprio para diapositivos capaz de captar a imagem impressa na película e a transformar em imagem digital. Para a realização da análise de SRD as imagens digitais devem ser captadas ou convertidas em um escala de cinza de 8 bits, onde cada um dos pixels (menor ponto que forma uma imagem digital) apresentará até 256 tons de cinza. As imagens a serem comparadas devem apresentar mesmo tamanho e geometria de exposição de

forma a permitir que ao se realizar a subtração da imagem final (desfecho) pela inicial (*baseline*), uma nova imagem seja gerada representando as alterações qualitativas (avaliação da densidade óssea) e quantitativas (avaliação do histograma da distribuição dos tons de cinza em uma região de interesse) (Brägger et al., 1988; Christgau et al., 1996; Schou et al., 2003; Eickholz et al., 2007; De Moraes et al., 2009). Contudo, possíveis alterações de densidade provocadas por diferentes tempos de exposição e/ou condições de revelação, devem ser corrigidas.

Antes da realização da SRD, as imagens podem necessitar de pequenas correções de angulação e enquadramento, realizadas facilmente com o auxílio de programas de edição de imagens, a partir do uso de pontos de referência comuns em ambas as imagens a serem comparadas. Por outro lado, estas correções podem apenas compensar erros causados pelo posicionamento do filme e não por erros proporcionados por alterações na posição da fonte emissora de raios-X (Webber et al., 1984; Fourmoussis et al., 1994; Brägger, 2005). Além disso, os histogramas referentes aos níveis de cinza de ambas as imagens (inicial e final), devem ser comparados e ajustados se necessário, usando equações matemáticas por métodos de correção de contraste não paramétricas (Rüttiman et al., 1986). Atualmente, as análises são realizadas com o auxílio de programas de computador, tais como o *Variable Scan Frame Grabber* (Imaging Technology Inc., Woburn, MA., EUA), o *Image Tool* versão 3.0 (University of Texas Health Science Center em San Antonio, San Antonio, TX, EUA) e o *X-Poselt* (versão 3.1.17, Image Interpreter System, Dinamarca), entre outros. Normalmente, estes programas ao realizarem uma análise de SRD em um par de radiografias, executam correções automáticas na imagem de subtração obtida (isto é, atribuição de 128 níveis de cinza – centro da escala), de forma a promover uma melhor avaliação das alterações ocorridas. Por exemplo, em uma área onde não houve mudanças na densidade, óssea, os tons de cinza presentes estarão dispostos no centro da escala, ou seja, 128. Já sítios apresentando perda ou ganho de densidade apresentarão um nível inferior ou superior aos 128 tons de cinza, respectivamente (Brägger et al., 1988, 1991; Brägger, 1994, 2005; Christgau et al., 1996; Schou et al., 2003; Eickholz et al., 2007). Além disso, os níveis de cinza encontrados poderão ser avaliados com o auxílio de histogramas e a densidade encontrada pode ser representada por cores, tais como azul (ganho), vermelha (perda) ou verde (sem alterações) (Brägger et al., 1988, 1991; Brägger, 1994; Brägger; Pasquali, 1989).

Um último aspecto importante a ser avaliado nas imagens, diz respeito à quantidade de “noise” (alteração presente na imagem de subtração) obtida pela SRD, após a transformação de uma radiografia analógica (convencional) em uma imagem digitalizada. A aplicação de filtros digitais que substituem cada um dos pixels na imagem pelo valor da mediana dos pixels imediatamente à sua volta, servem para reduzir a quantidade de “noise” obtida em imagens de baixa frequência, bem como a utilização de desvio-padrão dos histogramas em regiões controle (sem a interferência do tratamento ou doença), podem ser utilizadas para auxiliar na avaliação da distribuição dos níveis de cinza (amplitude de variação), na imagem subtraída. Cabe-se ressaltar que não é possível evitar totalmente a presença de interferência nas imagens e que este aspecto deve ser considerado durante a avaliação densitométrica das imagens. Desta forma, recomenda-se considerar como interferência, um ou mais desvios-padrão observados no histograma da região de controle da imagem subtraída (Schou et al., 2003).

Estes programas podem ser aplicados também na avaliação padronizada e sistematizada de outros parâmetros radiográfico peri-implantares (Nicolopoulou-Karayianni et al., 1997; Schou et al., 2003; Brägger, 2005; Hänggi et al., 2005; Jung et al., 2008; Cochran et al., 2009; De Moraes et al., 2009).

2.4 Topografia superficial e características das superfícies SLA e SLActive

A utilização do titânio (Ti) em odontologia, como um biomaterial para a “ancoragem intra-óssea de próteses dentárias”, foi inicialmente demonstrada há mais de 40 anos (Brånemark et al., 1969), e hoje, o Ti comercialmente puro e Ti-6Al-4V, são considerados como os materiais padrão utilizados na confecção de implantes dentários, devido à sua excelente biocompatibilidade e propriedades de osseointegração (Adell et al., 1981; Brånemark et al., 1983; Tengvall; Lundström, 1992; Kasemo; Lausmaa, 1994).

Normalmente, após a sua instalação, existe uma interação da superfície do implante com a água, íons e diferentes biomoléculas, onde a natureza destas interações, tais como a hidroxilação da superfície de óxido pela adsorção dissociativa da água, formação de uma camada elétrica dupla e adsorção e

desnaturação de proteínas, determina como as células e tecidos respondem ao implante, mais especificamente, ao processo de osseointegração (Carlsson et al., 1989; Dee et al., 1996; Lavos-valereto et al., 2002). Contudo, desde o início de sua utilização muitos esforços vêm sendo realizados para melhorar a osseointegração através de processos de modificação das propriedades da superfície do Ti, de forma a promover adsorção de proteínas, interação de célula ósseas com a superfície do ID e a formação dos tecidos peri-implantares (Brunette; Chehroudi, 1999; Sykaras et al., 2000; Ganeles et al., 2008).

Diferentes recursos físico-químicos, morfológicos e biomecânicos (Ito et al., 1991) vêm sendo desenvolvidos de forma a aumentar a velocidade e melhorar a qualidade do processo de osseointegração, influenciando na resposta celular e dos tecidos, independentemente do local, tipo e quantidade de tecido ósseo. Em relação aos métodos físico-químicos, estes envolvem a alteração da carga, composição e energia da superfície com o propósito de melhorar a interface de osseointegração, ou seja, o contato implante-osso (Krukowski et al., 1990; Baier; Meyer, 1998; Puleo; Thomas, 2006). Os métodos morfológicos abrangem as alterações da rugosidade e morfologia/topografia superficial e visam aumentar a área de superfície do implante em relação ao osso adjacente, aumentar a inserção celular ao osso, aumentar a quantidade de osso sobre a superfície do implante, melhorar a força interfacial e de cisalhamento, devido ao aumento da interação biomecânica do implante ao osso (Wennerberg; Albrektsson, 2000), induzir a orientação do contato implante-osso (Brunette, 1988) e prevenir o crescimento epitelial sobre os implantes (Rompen; Domken, 2006). Já os métodos biomecânicos oferecem uma alternativa e/ou complemento aos métodos físico-químicos e morfológicos, uma vez que estes métodos buscam utilizar conhecimentos biológicos e bioquímicos da diferenciação e funções celulares (Brunski et al., 1979; Dee et al., 1996; Sonleitner; Huemer, 2000; Lumbikanonda; Sammons, 2001). O propósito da modificação biomecânica da superfície é imobilizar proteínas, enzimas e peptídeos sobre a superfície do implante com o objetivo de induzir a resposta de células e tecidos específicos, levando a um controle das moléculas liberadas na região de interface osso-implante (Anselme, 2000).

Em relação à topografia de superfície, estas podem ser classificadas como minimamente rugosa (0,5 a 1,0 μm), de rugosidade intermediária (1,0 a 2,0 μm) e rugosa (2,0 a 3,0 μm), ou mesmo de textura convexa (por exemplo, em superfícies recobertas com hidroxiapatita ou spray de plasma de titânio) ou de textura côncava (por exemplo, superfícies tratadas com ácidos ou jateadas) (Sykaras et al., 2000). Como anteriormente citados, os principais métodos utilizados para aumentar a rugosidade superficial são:

1. jateamento da superfície do Ti por partículas de diferentes diâmetros (de granulação pequena, média ou grande) e composições (exemplo, Al_2O_3 e TiO_2) (Cochran et al., 1996). Este método tem como vantagens permitir uma melhor adesão, proliferação e diferenciação dos osteoblastos (Aparicio et al., 2002), bem como aumenta a formação óssea e dificulta a aderência de fibroblastos e proliferação de tecido mole (Bowers et al., 1992);
2. condicionamento ácido da superfície, levando à erosão e formação de irregularidades de diâmetro e formato específicos a partir de uma concentração, tempo de aplicação e temperatura padronizados da solução ácida (Orsini; Assenza, 2000). Esta técnica pode empregar o duplo ataque ácido, com a finalidade de criar uma micro-textura ao invés de uma macro-textura (ataque ácido simples) (Klokkevold et al., 2001). Este procedimento apresenta como vantagens maior adesão e expressão de genes extracelulares e plaquetários, auxilia na colonização de osteoblastos no sítio peri-implantar e promove a osseointegração (Klokkevold et al., 2001).
3. jateamento e condicionamento ácido de superfície, produzido por um processo de granulação de 250-500 μm seguido de condicionamento ácido com ácido sulfúrico ou hidrocloreídrico. Neste processo, o jateamento tem como objetivo aumentar a rugosidade superficial e o condicionamento ácido, promover a limpeza e a formação de uma micro-textura sobre a superfície (Buser et al., 1998; Cochran et al., 1998; Galli et al., 2005).
4. superfície tratada com spray de plasma, produzido a partir do aquecimento, por exemplo da hidroxiapatita, via uma chama de plasma em alta temperatura, fazendo com que esta seja propelida sobre o implante em torno de 50 a 100 μm (Hahn; Palich, 1970; Gottlander et al., 1997). Estes métodos têm a vantagem de aumentar a área da superfície, as forças de tensão da

interface de osseointegração e estabilidade primária dos implantes (Schroeder et al., 1981);

5. superfícies revestidas, através de métodos envolvendo recobrimento da superfície de Ti por outros materiais, através de métodos tais como implantação iônica, anodização (Zhu et al., 2004) e recobrimento por hidroxiapatita (Ducheyne et al., 1986; De groot et al., 1987; Denissen et al., 1989; Gross et al., 1997). Estes procedimentos têm como objetivo aumentar a deposição e inserção do osso ao implante.

Estes detalhes referentes à superfície de um implante, tais como topografia, características químicas, carga da superfície e molhabilidade, têm sido descritos como um importante fator de influência ao processo de osseointegração (Albrektsson et al., 1981). Por exemplo, alguns tratamentos de superfície podem envolver a adição de elementos como a hidroxiapatita ou plasma de titânio (TPS), enquanto outros envolvem a remoção de material como jateamento e o ataque ácido, de forma a aumentar a rugosidade das superfícies e melhorar a osseointegração, quando comparadas a superfícies lisas e polidas (Buser et al., 1991, 1998, 1999; Gotfredsen et al., 1995; Wennerberg et al., 1997; Suzuki et al., 1997; Cochran et al., 1998; Piattelli et al., 1998; Cochran, 1999; Cordioli et al., 2000; Grassi et al., 2006).

Histologicamente, superfícies de titânio tratadas com jateamento e/ou ataque ácido, apresentam uma porcentagem de contato entre osso e implante estatisticamente maior que superfícies polidas ou usinadas (Buser et al., 1991; Gotfredsen et al., 1992; Wennerberg et al., 1995). Além disso, estas modificações de superfície têm sido utilizadas com sucesso, por influenciarem na produção local e expressão de diferentes fatores moleculares (fatores de crescimento e citocinas), e na diferenciação dos osteoblastos (Kieswetter et al., 1996; Lincks et al., 1998; Schwartz et al., 1999; Boyan et al., 2003), e na estabilidade dos implantes ao longo do tempo, tanto em estudos pré-clínicos (Carlsson et al., 1988; Cochran et al., 1996; Li et al., 2002), quanto clínicos (Roccuzzo et al., 2001, 2008; Cochran et al., 2002; Barewal et al., 2003; Bornstein et al., 2003, 2005).

Dados provenientes de um grupo de ensaios clínicos, avaliando implantes com superfície jateada e tratada com ácido (SLA), mostraram que esta superfície proporcionou períodos de cicatrização reduzidos, de seis a oito semanas, quando

comparados ao período convencional e consagrado (três a seis meses), comumente proposto na literatura (Adell et al., 1990; Zarb; Schmitt, 1990; Mericske-Stern et al., 1994; Buser et al., 1997), bem como uma taxa de sobrevida dos implantes ao redor de 99%, em estudos com um tempo de acompanhamento de até cinco anos (Roccuzzo et al., 2001, 2008; Cochran et al., 2002; Bornstein et al., 2003, 2005).

Assim como as características da rugosidade superficial, as características químicas são um fator determinante para a aposição e/ou formação de osso peri-implantar, pois estas influenciam as cargas elétricas superficiais e a molhabilidade, isto é, o ângulo de contato entre uma gota de líquido em superfície horizontal (Ganeles et al., 2008; Bornstein et al., 2009). A molhabilidade é largamente dependente da energia livre da superfície e afeta o grau de contato entre a superfície do implante e o ambiente ao seu redor, onde quanto maior a molhabilidade, maior a interação entre o biomaterial e os fluídos do hospedeiro (Kilpadi; Lemons, 1994). As características hidrofílicas apresentadas pela superfície de óxido de titânio, podem ser consideradas como uma consequência da ampla hidratação/hidroxilação da camada de óxido, levando a uma alta molhabilidade pela água e a uma interação da superfície com o escudo de água, ao redor de biomoléculas como proteínas (Rupp et al., 2006). Esta interação tende a acelerar e aumentar a aposição óssea sobre esta superfície hidrofílica de titânio (Buser et al., 2004), e assim elevar os valores de torque de remoção (Ferguson et al., 2006), durante a fase inicial de cicatrização. Desta forma, estas características poderiam permitir uma redução maior no período de cicatrização dos implantes (Bornstein et al., 2009).

Recentemente, uma nova superfície modificada de Ti denominada de SLActive (Straumann AG, Basel, Suíça), foi desenvolvida a partir da superfície SLA (superfície jateada por areia de granulação grossa e condicionada por ácido). Esta modificação química da superfície é caracterizada por um filme de TiO_2 hidroxilado/hidratado, produzido em condições de N_2 , mantido através do seu armazenamento em uma solução salina isotônica (Ganeles et al., 2008). A superfície SLActive tem como principais características uma alta energia livre de superfície, contaminação reduzida por hidrocarbonetos atmosféricos e a capacidade de ser altamente hidrofílica, apresentando um ângulo de contato com a água próximo a zero, quando comparado a superfície SLA convencional (ângulo de 139.9°) (Zhao et al., 2005; Rupp et al., 2006).

Histologicamente, superfícies SLActive, quando comparadas a SLA convencionais, mostraram maior atividade celular precoce, maior diferenciação de osteoblastos, maior produção de osteocalcina e fatores de crescimento locais, tais como a PGE2 and TGF- β 1 (Zhao et al., 2005), bem como maior expressão gênica de osteocalcina, fosfatase alcalina, colágeno tipo I, osteoprotegerina, gliceroaldeido-3-fosfato desidrogenase, TGF- β 1 e VEGF (Qu et al., 2007; Rausch-fan et al., 2009). Além disso, a resposta dos osteoblastos parece ser muito maior do que a somatória dos efeitos proporcionados pela energia de superfície e da topografia, se analisados de forma independente, provavelmente por um efeito sinérgico entre ambos (Zhao et al., 2005). Estudos pré-clínicos mostraram maior aposição óssea nos estágios iniciais de cicatrização (até 60% maior formação óssea) (Buser et al., 2004; Schwarz et al., 2007a; Bornstein et al., 2008), maior atividade celular e proliferação de estruturas vasculares (Schwarz et al., 2007a), formação precoce e maior de osso maduro (Buser et al., 2004; Bornstein et al. 2008), maior inserção de tecido conjuntivo subepitelial formado por fibras colágenas organizadas e numerosos vasos sanguíneos (Schwarz et al., 2007b), e maiores valores de torque de remoção nas primeiras oito semanas (Ferguson et al., 2006) para as superfícies SLActive, na comparação com a versão convencional.

2.5 Período de osseointegração

Com respeito ao período de osseointegração, acreditava-se que a aplicação de uma carga oclusal precocemente, poderia levar à formação de um tecido fibroso na interface osso-implante e comprometer a cicatrização (Brånemark et al., 1977; Adell et al., 1981). Em relação à superfície SLA, Buser et al. (2000), recomendaram como protocolo padrão que a aplicação de cargas deveria ocorrer entre seis e oito semanas, após instalação do implante em áreas de osso com qualidades tipo I a III (Lekholm; Zarb, 1985), e de três a quatro meses em áreas com qualidade óssea tipo IV (Lekholm; Zarb, 1985). Para implantes SLActive, estudos recentes sugerem um tempo de cicatrização reduzido, de três a quatro semanas (Ganeles et al., 2008; Bornstein et al., 2009).

Achados clínicos, radiográficos e histológicos, mostraram que implantes (com diferentes superfícies), postos em função imediata, estão passíveis de uma cicatrização com a formação de tecido mineralizado em sua interface, e de apresentarem manutenção de sua estabilidade ao longo do tempo, quando instalados em áreas de osso denso (Chiapasco et al., 1997; Tarnow et al., 1997; Testori et al., 2001; Chiapasco; Gatti, 2003; Misch; Degidi, 2003; Degidi et al., 2003, 2009; Rocci et al., 2003a,b; Testori et al., 2004). De maneira geral, implantes submetidos à carga imediata, tendem a apresentar uma perda óssea longitudinal e características dos tecidos moles peri-implantares, semelhantes aos implantes postos em função tardia/carga convencional (Ganeles; Wismeijer, 2004). Rocci et al. (2003b), sugeriram que a aplicação de uma carga oclusal precoce funcional, ou seja dentro dos limites fisiológicos, pode estimular a formação óssea, como um resultado da adaptação do osso à carga. Estes autores encontraram também maiores valores percentuais em relação ao contato implante-osso (CIO) e valores superiores em análises de frequência de ressonância, em implantes submetidos à carga imediata, bem como uma compactação óssea em direção à superfície dos implantes e uma estrutura similar à lâmina dura, ao redor de ID colocados em osso trabecular (Rocci et al., 2003b). Em relação à compactação óssea, esta provavelmente influenciou a estabilidade dos implantes, devido a um aumento da rigidez do sistema implante-osso (Rocci et al., 2003b).

Além disso, alguns estudos demonstraram maiores valores do CIO em implantes com carga imediata (Testori et al., 2002; Degidi et al., 2003). Contudo, Becker et al. (2002), observaram maiores valores de CIO para implantes não carregados imediatamente e que as roscas do implante localizadas em contato com o tecido ósseo, foram preenchidas principalmente com osso lamelar maduro e que novos ósteons formados secundariamente, foram observados com frequência. Em um estudo recente, Degidi et al. (2009), mostraram uma alta taxa de sobrevida em um grupo de implantes submetidos à carga imediata (98.8%) e uma perda óssea média < 1 mm após cinco anos de acompanhamento, o que permitiu aos autores concluir que a utilização desse protocolo permitiu a manutenção da interface de tecidos mineralizados com os implantes, a partir de um ponto de vista clínico. Contudo, estes autores observaram que alguns pré-requisitos são necessários para a utilização desta técnica, tais como estabilidade clínica primária, aplicação desta técnica apenas em restaurações com mais de um implante (implantes estejam

unidos pela prótese), que as próteses provisórias reduzam ou controlem as forças mecânicas aplicadas sobre os implantes, e que estas próteses não sejam removidas durante o período de cicatrização (Degidi et al., 2009).

De maneira geral, protocolos de tratamento envolvendo a ativação imediata ou precoce de um implante, tornaram-se aceitos pela literatura odontológica em diferentes situações clínicas (Tarnow et al., 1997; Schnitman et al., 1997; Jaffin et al., 2000; Cochran et al., 2002; Roccuzzo; Wilson, 2002; Attard; Zarb 2005; Degidi; Piattelli, 2005; Nkenke; Fenner, 2006; Jokstad; Carr, 2007; Degidi et al., 2009). Especificamente para implantes SLA, estudos envolvendo o uso de carga imediata em mandíbula e maxila parcialmente ou totalmente edêntulas, através de restaurações unitárias, coroas unidas ou próteses fixas, reabilitações envolvendo uma arcada inteira e *overdentures* (Jaffin et al., 2000; Cochran et al., 2002; Roccuzzo; Wilson, 2002; Cornelini et al., 2004; Stricker et al., 2004; Bergkvist et al., 2005; Luongo et al., 2005; Tortamano et al., 2006; Fischer; Stenberg, 2006) mostraram taxas de sucesso e de sobrevivência dos implantes similares aos implantes com cicatrização submersa e carga convencional.

Em resumo, a utilização de protocolos de carga imediata ou precoce, possui algumas vantagens como a restituição de uma função de mastigação normal, eliminação do uso de próteses provisórias e restituição da estética dos pacientes (Ganeles; Wismeijer, 2004; Ganeles et al., 2008).

2.6 Sauserização

Dados provenientes de diversos estudos envolvendo protocolos de aplicação imediata, precoce ou convencional de cargas, mostraram a ocorrência de áreas de reabsorção óssea pericervical de ± 2 mm ao redor dos implantes, a partir de sua exposição ao meio bucal (Albrektsson et al., 1981, 1986; Berglundh; Lindhe, 1996; Cochran et al., 2009). Este fenômeno é descrito na literatura como *saucerization* (saucerização) e ocorre em todos os implantes osseointegrados, independentemente do seu design, das características da superfície, conexão, plataforma e das características individuais de cada paciente (Consolaro et al., 2009), em detrimento a formação de uma condição anatômica semelhante a que ocorre em dentes naturais,

ou seja, espaço biológico (Albrektsson et al., 1981, 1986; Berglund; Lindhe, 1996; Cochran et al., 2009).

Radiograficamente, a saucerização apresenta uma imagem em formato de “pires” ao redor de toda a região cervical de um implante (Consolaro et al., 2009). Consolaro et al. (2009) em uma recente revisão de literatura, descreveram a seguinte sequência para este processo:

- 1) Com a instalação do cicatrizador ou diretamente do intermediário e coroa, o epitélio estratificado pavimentoso da mucosa bucal se justapõe à superfície com sua espessura normal;
- 2) Nesta condição, as células que ficaram com as membranas celulares expostas (devido a áreas de ulceração provocadas pelo trauma cirúrgico), unem-se a mediadores para que ocorra uma interação com seus receptores;
- 3) O fator de crescimento epidérmico ou epitelial (FCE) da saliva e das células epiteliais, estimulam a proliferação epitelial peri-implantar, dando início à formação do epitélio juncional peri-implantar;
- 4) O epitélio juncional peri-implantar passa ter um aumento no número de camadas de células e assume uma conformação semelhante à do epitélio juncional dos dentes naturais;
- 5) Essa nova conformação do epitélio juncional peri-implantar, aproxima-o da superfície osseointegrada, aumentando a concentração local de FCE e, em consequência, acelera a reabsorção óssea, dando início a saucerização (que poderá ocorrer durante semanas ou meses) levando a um espaço biológico estável entre o osso cervical integrado ao implante e o epitélio juncional peri-implantar, tal como ocorre nos dentes naturais;
- 6) Ao final deste processo, tem-se um equilíbrio e estabilização da saucerização, permitindo que o osso volte a se corticalizar na superfície cervical, e uma vez promovida à junção epitélio-implante, a penetração do FCE salivar cessa ou é reduzida consideravelmente e o processo de proliferação epitelial de renovação celular volta ao normal.

A partir daí e devido à estabilização do processo, estando os tecidos peri-implantares em estado de saúde (isto é, na ausência de inflamação provocada pelo biofilme dental) a perda óssea cervical decorrente da saucerização estabiliza-se (Albrektsson et al., 1981, 1986; Cochran et al., 2009; Consolaro et al., 2009). Outros fatores biomecânicos secundários, tais como trauma cirúrgico provocado por super

aquecimento do tecido ósseo (Ericsson; Albrektsson, 1983), macro e micro desenho do implante (forma geométrica, topografia do implante, conexão implante-pilar protético), *CounterSink*, altura da plataforma e posição do implante em relação ao nível-ósseo, poderão influenciar no processo de saucerização (Wennerberg; Albrektsson, 2010).

Para os implantes com superfícies SLA e SLActive instalados em áreas que não receberam enxertos autógenos ou outros substitutos ósseos, a quantidade de saucerização variou de aproximadamente 0,20 mm a 0,9 mm entre 6 meses e 12 meses (Bornstein et al., 2007, 2009; Ganeles et al., 2008; Roccuzzo et al. 2008; Zöllner et al., 2008; Morton et al., 2010; Van de Velde et al., 2010).

2.7 Considerações sobre reconstruções do tipo cantilever implanto-suportadas

Em 1994, White et al. determinaram os efeitos do comprimento da extensão protética em cantilever, na transferência de carga para a mandíbula. Um modelo fotoelástico de uma mandíbula humana edêntula, com reabsorção óssea moderada e com 13 implantes Branemark foi construído e utilizado na simulação de forças em modelos de cantilever. Os resultados mostraram que os maiores níveis de stress estiveram localizados na crista óssea alveolar distal do implante mais distal, independente do comprimento do cantilever. Os estresses apicais neste implante, desenvolveram-se em reciprocidade ao efeito da força de inclinação ocorrida no cantilever, bem como pouca transferência de carga aos implantes adjacentes foi observada.

Akça e Iplikcioglu (2002) avaliaram o efeito da inserção adicional de um implante curto no lugar de uma extensão em cantilever, na distribuição do estresse comparado à prótese parcial fixa, combinada dente/implante (PPFC), na região posterior de mandíbulas edêntulas. Através da construção de modelos finitos baseados em mandíbulas classificadas como classe II de Kennedy, seis implantes foram projetados em dois modelos: extensões em cantilever anterior e posterior, comparadas com a colocação de um implante curto adicional, sendo ambos os modelos submetidos a uma força oclusal de 400 N. Os resultados mostraram menores valores de estresse no modelo composto com implantes curtos. Os autores

sugeriram que, em aplicações clínicas, quando a utilização de uma PPFC for inevitável devido a restrições anatômicas, a colocação de um implante curto deve ser considerada.

Yokoyama et al. (2004), avaliaram a influência da posição e do comprimento de implante na distribuição dos estresse (forças oclusais) em próteses parciais fixas (PPF) em cantilever, através de modelos 3-D finitos. Sobre modelos utilizando implantes de 10 ou 12 mm e distando de 3 a 11 mm da face distal do último pré-molar presente, os autores observaram que a utilização de implantes com 12 mm demonstraram pouca influência na redução de stress sobre o osso, bem como encontraram altos níveis de stress adjacente às faces mesiais de implantes localizados ≥ 9 mm dos primeiros pré-molares. Concluiu-se que a localização do implante em PPF em cantilever é um fator significativo que pode influenciar no estresse criado no osso.

Wennström et al. (2004), avaliaram, retrospectivamente, se a inclusão de extensões em cantilever seriam capazes de aumentar a quantidade de perda óssea marginal em próteses parciais fixas, suportadas em extremo livre em implantes, durante um período de função de 5 anos. Quarenta e cinco pacientes parcialmente dentados foram tratados periodontalmente, receberam 50 PPFC (implantes Astra Tech System) e foram mantidos em um programa de controle e manutenção periodontal. Os resultados mostraram que as PPFC foram semelhantes às PPF sem cantilever quanto a alterações no nível ósseo alveolar.

Kreissl et al. (2007), avaliaram a incidência dos problemas técnicos mais comuns (perda de rosca, fratura do implante, fratura da prótese) associados, às próteses parciais fixas (PPF) suportadas por implantes após 5 anos de função. Em 76 pacientes parcialmente edêntulos, foram instalados 205 implantes (*machined surface*) (3i Corporation, Palm Springs, EUA) e restaurados com 112 próteses (23 PPF com cantilever). Os resultados mostraram uma taxa de sobrevivência dos implantes de 94,5%, estando a maior incidência de complicações associadas às PPF com cantilever (taxa de sobrevivência de 68,6%).

Pjetursson et al. (2007), realizaram uma revisão sistemática da literatura onde foi comparada a taxa de sobrevivência de diferentes tipos de implantes, próteses fixas suportadas por implantes e dentes em um período de 5 e 10 anos após a instalação das próteses. Os resultados das meta-análises mostraram que as PPF com cantilever apresentaram uma taxa de sobrevivência dos implantes de

91,4%. Entre os estudos de 10 anos, esta taxa caiu para 80,3 %. Entre todos os tipos de próteses (unitárias e PPF), as PPFC foram as que apresentaram as menores taxas de sucesso.

Van de Velde et al. (2010), em um estudo prospectivo, descreveram uma técnica clínica que permite a instalação de próteses em cantilever temporária, colocadas em função um dia após a inserção dos implantes (quatro a seis por paciente), bem como os resultados observados após 3 anos, de 4 a 6 implantes de superfície lisa, instalados na região inter-foramem. Noventa implantes foram instalados em 18 pacientes portadores de mandíbulas edêntulas (cinco pacientes fumantes e um com Síndrome de Down). No dia da cirurgia, foi instalada uma ponte provisória com cantilever de 10 elementos. Após um período médio de 144 dias, foram instaladas as próteses definitivas compostas por 12 elementos. Os resultados deste estudo mostraram que dois dos cinco implantes do paciente portador de Síndrome de Down foram perdidos após três meses e um outro implante foi perdido após 11 meses devido à fratura da estrutura metálica (taxa de sobrevivência de 96,7%). A remodelação óssea avaliada através de radiografias periapicais, revelou uma perda média de 1,8 mm durante o primeiro ano de função, entretanto sem perdas significantes entre 12 e 36 meses de avaliação. Os autores concluíram que implantes lisos podem ser postos em função, imediatamente após a instalação de próteses fixas totais.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi por meio de radiografias periapicais digitais e utilizando a subtração linear, avaliar quantitativamente e qualitativamente os efeitos da sobrecarga oclusal sobre o tecido ósseo ao redor de implantes de superfície SLA e SLActive, restaurados precocemente com reconstruções do tipo cantilever.

4 MATERIAL E MÉTODOS

A descrição do protocolo de pesquisa, da amostra animal, dos procedimentos cirúrgicos e protéticos e o período de sobrecarga, estão descritos de forma integral nesta seção. O esquema seguido pelo experimento está representado na figura 4.1.

Figura 4.1 – Fluxograma do estudo

4.1 Protocolo de pesquisa e amostra animal

Foi delineado um ensaio clínico aleatorizado (ECA) para avaliar o efeito de cargas mastigatórias aplicadas dinamicamente sobre implantes osseointegrados de titânio, utilizando-se de um modelo animal em cães. O tratamento dos cães foi realizado no Biotério da Universidade Estadual de Maringá (UEM) e, para esta finalidade, os Comitês de Ética da UEM e de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, aprovaram o protocolo desta pesquisa (Anexos A e B). Foram utilizados cinco cães da raça Beagle de 1 ano de idade e pesando cerca de 12-13 kg cada, com saúde geral e bucal, mantidos em uma dieta convencional à base de ração animal.

4.2 Procedimentos cirúrgicos

Durante os procedimentos cirúrgicos e medidas radiográficas, os animais foram anestesiados com Ketamina administrada por via endovenosa (10%, 8mg/kg, Agener União, São Paulo, Brasil). Inicialmente, o primeiro, segundo e terceiro pré-molares e a raiz mesial dos quarto pré-molares em ambos os lados da mandíbula, foram extraídos. Os quarto pré-molares foram hemi-seccionados com o uso de uma broca cilíndrica e os canais das raízes distais foram esvaziados, tratados e preenchidos com guta-percha. Após um período de cicatrização de três meses, retalhos de espessura total foram elevados e cada animal recebeu três implantes SLA e três implantes com superfície SLA modificada (SLActive) (Straumann AG, Basel, Suíça). Implantes com 3,3 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento foram instalados (Luiz Lima) a 10 mm de distância entre si, perfazendo um total de 30 IDs instalados conforme as recomendações do fabricante. O estudo utilizou um desenho de aleatorização por blocos e formato de boca dividida, onde uma das hemi-arcadas mandibulares de cada animal foi sorteada para receber implantes SLA e a outra implantes SLActive. Depois disso, cicatrizadores (Straumann AG, Basel, Suíça) foram rosqueados aos implantes, os retalhos elevados (vestibular e lingual) foram reposicionados e estabilizados com suturas interrompidas de fio de náilon 5-0, de forma a permitir uma cicatrização não-submersa dos implantes (isto é, transmucosa), e as moldagens iniciais foram realizadas. As suturas foram removidas após 07 dias e um regime de controle de placa, incluindo a higienização dos implantes três vezes por semana com o uso da escova (escovação) e solução de clorexidina 0,12%, foi introduzido e mantido durante o período de estudo. Em adição, quando considerado necessário, os cães foram submetidos a procedimentos de raspagem e polimento dental para a eliminação de cálculo supragengival.

4.3 Reconstrução protética e aplicação das cargas sobre os implantes

Imediatamente após a instalação dos implantes, foram realizados os procedimentos de moldagem para obtenção dos modelos de trabalho em gesso.

Entre duas a quatro semanas após a instalação dos implantes procedeu-se o processo protético laboratorial, onde as reconstruções protéticas foram enceradas, fundidas e ajustadas às necessidades do experimento (L.L.). Quatro semanas após a instalação (*baseline*), os implantes foram restaurados em cada hemi-arco da mandíbula, pelos seguintes critérios: uma coroa unitária confeccionada sobre o implante mais mesial, com contatos oclusais estáveis (OE) (carga axial), uma coroa (implante mais distal) e uma unidade em cantilever com 13,5 milímetros de distância méso-distal com contatos oclusais excessivos (carga não axial), ou seja, sobrecarga oclusal (SO), e um implante não restaurado (NR) protegido pela unidade em cantilever (Figura 4.2). Os cães foram submetidos a contatos oclusais bilaterais somente sobre os IDs dos grupos OE e SO ao longo do experimento.

Figura 4.2 - Representação esquemática do modelo experimental empregado

A unidade em cantilever esteve em contato supra-oclusal com os dentes antagonistas, criando assim uma carga oclusal excessiva (isto é, um 'hipercontato' oclusal com uma dimensão vertical ≥ 3 milímetros, conforme descrito por Heitz-Mayfield et al., 2004). Os grupos OE foram considerados como controle positivo (implantes mais mesiais) e os implantes sem carga oclusal (NR) foram classificados como grupos controle negativo (implantes centrais). As coroas foram enceradas com

um padrão estável de contato oclusal para os grupos OE e com um padrão de contato supra-oclusal, em um plano oclusal oblíquo para os grupos SO, de forma a assegurar a ocorrência substancial de contatos prematuros com os dentes opostos, o que acarretou uma sobrecarga oclusal nas mesiais das unidades em cantilever e aplicação de forças não axiais sobre os implantes dos grupos SO (implantes mais distais). Coroas em cobre-alumínio unidas foram confeccionadas e cimentadas nos dentes superiores naturais (dentes antagonistas), de forma a criar os contatos oclusais desejados com as coroas dos implantes. Os implantes pertencentes aos grupos controle negativo (NR) e os dentes anteriores, não apresentaram contatos oclusais durante a mastigação. Os implantes do grupo NR ficaram protegidos pelas unidades em cantilever e cuidados foram tomados de forma a permitir um espaço suficiente para a higiene adequada dos implantes e pânticos (figura 4.3).

Figura 4.3 - Reconstruções protéticas em função

4.4 Grupos de tratamento e exame radiográfico

Seis grupos: três SLA (OE, NR e SO) e três grupos SLActive (OE, NR e SO) foram avaliados. Radiografias padronizadas foram realizadas em duplicata (LC) no início (dia da instalação das próteses) e após 24 semanas de carga, utilizando

posicionadores de filme modificados. Suportes de filme individuais, para técnica do paralelismo, foram personalizados para cada quadrante da mandíbula, fixados em dois implantes para cada exame radiográfico, foram adequadamente posicionados em relação ao cone do aparelho de raios-x e os filmes (Kodak Dental Intraoral E-Speed Film, Carestream Health, Inc., Rochester, NY, EUA) foram expostos por 0,5s, a uma distância foco-filme constante. Os filmes expostos foram armazenados e processados em conjunto, após a conclusão do estudo, de forma a manter a padronização do processo de revelação.

4.5 Processamento radiográfico e digitalização

O processamento e análise radiográfica foram realizados por um examinador cego para a seqüência de aleatorização (Leandro Chambrone), respeitando uma distância focal e fixação intrabucal dos suportes radiográficos similar entre os grupos de forma a obter uma padronização da aquisição durante o período do experimento. Como informado anteriormente, todas as tomadas radiográficas foram realizadas em duplicata, onde o 1º filme foi revelado logo após a exposição, de forma a realizar um acompanhamento inicial dos implantes. Ao término do experimento, todas as 2ªs películas expostas (tanto no baseline quanto após 24 semanas), foram reveladas em conjunto (ao mesmo tempo) e em condições padronizadas através de um equipamento de revelação automática (Periomat - Dürr Dental - Bietigheim-Bissingen - Alemanha). Este segundo jogo de radiografias foi digitalizado usando um scanner profissional (CanoScan 9950F da Canon Inc, China) em 2400 dpi, com uma escala de cinza de 8 bits (256 níveis de cinza), sendo este grupo de imagens padronizadas utilizadas em todas as análises. Este procedimento produziu imagens digitalizadas com um resultado de 3.224 x 2.160 pixels, que foram armazenadas como arquivos TIFF (tamanho do arquivo de 6,64 MB). Os arquivos foram numerados para cada animal e nomeados conforme o respectivo lado (ou seja, esquerda ou direita), de acordo com o de tempo de avaliação (*baseline* ou 24 meses). Desta maneira, esses procedimentos citados anteriormente foram destinados a reduzir o risco de vieses durante a avaliação radiográfica.

4.6 Análise de subtração radiográfica digital (SRD)

Após o processamento e digitalização das películas, as imagens iniciais e finais de cada respectivo quadrante foram abertas, alinhadas, giradas 1 a 2 graus quando necessário, e cortadas, utilizando pontos de referência comuns em ambas as imagens (*baseline* e 24 semanas), por meio de um programa de computador para edição de imagens, fornecido pelo scanner profissional (Arcsoft PhotoStudio 5.5, Arcsoft Inc., EUA). Estes procedimentos auxiliaram a capturar somente as partes de interesse das radiografias e, conseqüentemente, a sobreposição dos pares de imagens. Esses ajustes permitiram que as imagens tivessem um tamanho fixo de 2.796 x 1.746 pixels (35,51 X 22,17 centímetros, sendo o tamanho do arquivo de 4,65 MB).

Apesar de todas as radiografias terem sido tomadas com o mesmo equipamento radiográfico e tempo de exposição, as mudanças na densidade causadas por eventuais diferentes condições de exposição, foram ajustados por meio da comparação e ajustes dos histogramas dos níveis de cinza das imagens inicial e final (Rrüttiman et al., 1986; Brägger, 1994). Portanto, brilho, contraste e ajustes de gama, foram utilizados para melhoria da imagem, quando necessário (Schou et al., 2003). Depois disso, as imagens de referência foram sobrepostas sobre as imagens finais, para determinar mudanças no nível ósseo interproximal, usando um programa para computador específico para esta finalidade (Image Tool, versão 3.0, University of Texas Health Science Center em San Antonio, San Antonio, TX, EUA), e a subtração radiográfica digital quantitativa foi realizada. Este programa adicionou automaticamente aos valores subtraídos o valor de 128 (nível médio de cinza). Além disso, um filtro mediano (*plug-in*) do software de subtração foi aplicado às imagens, para realizar um filtro da imagem, substituindo cada pixel da imagem pelo valor médio de nove pixels no seu entorno. Tal filtro foi utilizado para reduzir a quantidade de ruído de fundo (*noise*).

As imagens de subtração foram avaliadas em uma escala de 1:1 usando um monitor de LCD de alta resolução (Qosmio F45 – AV411 – Toshiba Corporation, China). As alterações mesiais e distais do osso peri-implantar (ou seja, áreas mais claras e mais escuras ao redor dos implantes), foram selecionadas com o uso de um cursor (mouse) em regiões de interesse (RI). As dimensões das RIs foram

calculadas automaticamente pelo programa de computador e exibidas em mm^2 , bem como estas foram codificadas por cores pré-estabelecidas e avaliadas qualitativamente quanto à densidade óssea (DO), de acordo com os valores expressos pelos seus histogramas (Brägger; Pasquali, 1989; Brägger, 1994, 2005). Conforme os níveis de cinza das RIs, níveis de cinza entre 0 e 107 foram exibidos na cor vermelha e indicaram perda de DO (reabsorção), enquanto os níveis de cinza entre 149 e 256 foram exibidos na cor azul e indicaram ganho de DO. A fim de melhorar a precisão da técnica e reduzir os erros metodológicos, as regiões exibindo valores dos níveis de cinza entre 108 e 148 (ou seja, um valor-limite correspondente a duas vezes o desvio padrão médio dos histogramas de níveis de cinza, em áreas ósseas não submetidas à carga oclusal) foram consideradas como áreas sem alterações de densidade (Stentz et al., 1997; Schou et al., 2003). Além disso, uma correção assistida por computador da ampliação/magnificação (ou seja, a calibração), foi realizada para cada quadrante da mandíbula, avaliando a distância conhecida entre os segmentos dos implantes (espiras), para cada um dos implantes presentes em uma mesma radiografia, a fim de garantir uma medição precisa das RIs. Em adição, a calibração do examinador para as análises de SRD foi realizada, para determinar a variabilidade intra-pesquisador, através da avaliação de 10% de todos os sítios mesiais e distais medidos em duas ocasiões diferentes, separadas por um intervalo de 48 horas e um nível de concordância aproximado de 91,5 % entre as duas avaliações (> 90% conforme preconizado pela literatura - Schou et al., 2003).

4.7 Medidas radiográficas lineares

Todos os sítios mesiais e distais, foram avaliados a partir de um ponto fixo de referência sobre o implante (uma linha paralela à parte superior do ombro do implante traçada entre a borda apical dos ombros de inclinação de 45°), (PR), até o primeiro contato implante-osso (COI). Esta análise foi realizada nos dois tempos de acompanhamento. Todas as medições foram realizadas em paralelo ao longo eixo de cada implante e foram realizadas pelo mesmo software usado na SRD. As medidas lineares (ML) foram calibradas conforme descrito anteriormente para o

procedimento de SRD, e apresentaram um nível de concordância intra-examinador aproximado de 93,0%. Todas as medidas de distância foram registradas em milímetros.

4.8 Análise estatística

Inicialmente, como todas as medidas radiográficas foram avaliadas em dois locais ao redor de cada implante (sítios mesial e distal), os dados individuais de cada implante foram agrupados e transformados em médias individuais para cada cão, segundo o grupo de tratamento. Estatística descritiva foi usada para sintetizar os dados coletados. As médias e desvios-padrão para as variáveis (a) área de alteração da densidade óssea ao redor dos implantes (RIs), (b) níveis de cinza das RIs e (c) ML obtidas no *baseline* e as 24 semanas foram calculadas para todos os grupos (OE, NR e SO), de acordo com a superfície testada (SLA ou SLActive), usando cada cão como a unidade de análise.

Análise de variância (ANOVA) de um fator para dados equilibrados, foi realizada para avaliar a SRD (variável área das RIs e variável níveis de cinza) e a ANOVA para medidas repetidas, foi utilizada para avaliar as medidas lineares. Para o primeiro modelo de ANOVA, onde os dados foram equilibrados (frequência de células iguais), o procedimento resultou em testes-F exatos. Onde os dados não estavam equilibrados, testes-F aproximados foram gerados, usando o método das médias não ponderadas. Se qualquer um dos termos de interação fossem significativos, comparações pareadas relevantes, utilizando o teste t de Student, ajustado por Bonferroni, foram realizadas para identificar as diferenças entre as médias. Ambas as análises ANOVA foram utilizadas para determinar se as variáveis radiográficas foram influenciadas pelas diferentes modalidades de tratamento (SO versus NR versus OE) e superfícies de implantes (SLA versus SLActive), bem como as diferenças entre as medidas lineares foram também avaliadas em relação ao período de acompanhamento (*baseline* versus 24 semanas) (Park et al., 2009). O nível de significância foi estabelecido em $\alpha = 0,05$. A análise estatística foi realizada utilizando um programa de software (NCSS 2007, Number Cruncher Statistical System, Kaysville, Utah, EUA).

5 RESULTADOS

Dados completos para avaliação radiográfica, estiveram disponíveis para todos os implantes no início do estudo e no término do experimento (24 semanas após aplicação das cargas oclusais), com exceção de um implante do grupo SLActive OE que foi perdido uma semana após a instalação da coroa unitária. Assim, 29 implantes (96,7%) foram incluídos no estudo. Em adição, pode-se observar uma exacerbação do processo inflamatório gengival ao redor dos dentes antagonistas (em oclusão) maxilares, bem como mobilidade acentuada dos mesmo, caracterizando a ocorrência de sobrecarga oclusal após 24 semanas dos implantes em função.

5.1 Análise de SRD

A metodologia de avaliação das imagens digitalizadas e padronizadas iniciais e finais, utilizadas na avaliação dos sítios com alteração de DO, está demonstrada nas figuras 5.1 a 5.4. Sítios mesiais e distais mostrando imagens mais radiopacas e radiolúcidas, foram determinados e desenhados como RIs. De um total de 58 sítios disponíveis para a avaliação, foi possível a detecção de 52 (89,6%) RIs. Os sítios restantes não mostraram evidências claras de alterações na DO. Com relação à área média das RIs, estas variaram de 0,91 a 1,40 mm² e 1,05 mm² a 1,39 mm² para implantes SLA e SLActive, respectivamente (Tabela 5.1), mas nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os grupos ($p = 0,568$ - ANOVA). Uma imagem de subtração representando a perda de densidade óssea e ganho de acordo com os valores de níveis de cinza é mostrada nas figuras 5.3 e 5.4.

Figura 5.1 – Imagem radiográfica mostrando a condição óssea imediatamente antes a aplicação de cargas sobre os implantes (implante da esquerda [OE], central [NR] e da

Figura 5.2 – Imagem radiográfica mostrando a condição óssea 24 semanas após a aplicação de cargas sobre os implantes

Figura 5.3 – Imagem resultante da subtração radiográfica digital

Figura 5.4 – RIs codificadas por cor ao redor de cada implante (vermelho – perda óssea; azul – ganho ósseo)

A função binária utilizada pelo programa Image Tool, tomando como referência um limiar de 2 vezes o desvio padrão dos histogramas dos níveis de cinza em áreas não submetidas a sobrecarga oclusal, mostrou que 62,2% do total das RIs apresentaram indícios de perda de BD, 24,6% não apresentaram alterações na densidade, e que 13,2% tiveram um com ganho de BD ao longo do experimento. Entre os grupos, 75,0% das RIs ao redor de implantes SLA SO mostraram tendência de ganho de DO, enquanto que 50% (SLActive SO) a 87,5% (SLActive OE) dos RIs dos outros grupos mostraram tendência de perda de DO. A análise de ANOVA para dados equilibrados, identificou diferenças estatisticamente significativas nos níveis de cinza entre os grupos ($p = 0,012$). Contudo e embora os níveis médios de cinza registrados para o grupo SLActive SO não tenham apresentado alterações na DO e,

enquanto que os grupos SLA OE, SLA NR, SLActive OE e SLActive NR mostraram uma tendência de perda de DO, diferenças estatisticamente entre estes cinco grupos não foram detectadas ($p < 0,05$). O teste t de Student, ajustado por Bonferroni, revelou que os níveis de cinza da RIs exibidos ao redor de implantes SLA SO, foram significativamente maiores do que nos outros grupos, isto é, houve um aumento no DO para este grupo (Tabela 5.2).

Tabela 5.1 – Regiões de interesse apresentando alterações de densidade óssea (mm^2)

Grupo	Média (mm^2)	IC 95%	Desvio padrão
SLA			
OE	0,91	0,42 a 1,39	0,67
NR	1,03	0,57 a 1,48	0,63
SO	1,40	0,62 a 2,87	2,05
SLActive			
OE	1,25	0,27 a 2,22	1,16
NR	1,39	0,83 a 1,94	0,77
SO	1,05	0,28 a 1,83	1,07

OE – oclusão estável; NR – não restaurado; SO – sobrecarga oclusal; DP – desvio padrão; IC – intervalo de confiança; ANOVA para dados equilibrados entre grupos ($p = 0,568$)

Tabela 5.2 – Alteração nos níveis de cinza das RIs conforme o tipo de superfície e tratamento

Grupo	Níveis de Cinza	IC 95%	Desvio Padrão
SLA			
OE	97,61 ^a	84,89 a 110,33	15.21
NR	98,09 ^a	85,29 a 110,89	16.65
SO	161,60 ^b	132,42 a 190,78	34.90
SLActive			
OE	89,52 ^a	73,06 a 105,97	19.68
NR	97,50 ^a	79,03 a 115,97	25.81
SO	113,35 ^a	93,41 a 133,29	27.87

OE – oclusão estável; NR – não restaurado; SO – sobrecarga oclusal; DP – desvio padrão; IC – intervalo de confiança; ANOVA para dados equilibrados entre grupos ($p = 0,012$); letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$ – Teste de Bonferroni)

5.2 Medidas radiográficas lineares

Entre a instalação das próteses (início da aplicação das cargas oclusais) e a avaliação final, a perda de altura óssea peri-implantar média mensurada do PR fixo ao CIO (Figura 5.5), variou de 0,06 mm a 0,74 mm e de 0,86 mm a 1,16 mm para os implantes SLA e implantes SLActive, respectivamente (Tabela 5.3). Nenhum dos grupos apresentou ganho de altura óssea peri-implantar (avaliado em termos de médias). Além disso, a distância entre PR e o primeiro CIO, em média, aumentou quase 27,8% e 57,0% em relação aos níveis ósseos observados antes da colocação dos implantes em função, para os grupos SLA e superfícies SLActive, respectivamente. Os valores correspondentes para os grupos OE, NR e grupos SO foram 45,4, 38,1 e 3,1% (SLA) e 54,5, 63,4 e 53,4% (SLActive). No entanto, não houve diferenças estatisticamente significativas entre ou dentro dos grupos ($p = 0,672$).

Figura 5.5 – Medidas radiográficas lineares entre o ponto de referência e o primeiro contato osso-implante

Tabela 5.3 – Valores das medidas radiográficas lineares (mm) conforme o tipo de superfície, tratamento e momento da avaliação

Grupo	<i>Baseline</i>		24 semanas		Diferença	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP
SLA						
OE	1,63	0,53	2,37	0,80	0,74	0,63
NR	1,73	0,58	2,39	0,83	0,66	0,53
SO	1,94	0,36	2,00	0,38	0,06	0,40
SLActive						
OE	1,87	0,47	2,89	0,43	1,02	0,51
NR	1,83	1,09	2,99	0,66	1,16	0,73
SO	1,61	0,69	2,47	0,53	0,86	0,57

OE – oclusão estável; NR – não restaurado; SO – sobrecarga oclusal; DP – desvio padrão;
ANOVA para medidas repetidas para comparações entre e dentro dos grupos (p = 0,672)

6 DISCUSSÃO

Este é o primeiro estudo a usar uma análise de SRD para avaliar os efeitos da sobrecarga oclusal precoce sobre os implantes de titânio clinicamente estáveis, e as considerações a cerca dos resultados totais encontrados e seu posicionamento à luz da literatura existente, estão dispostos a seguir.

Estudos anteriores em animais (Isidor, 1996, 1997; Myiata et al., 2000; Miyamoto et al., 2008) e em humanos (Falk et al., 1990; Quirynen et al., 1992; Rangert et al., 1995) sugeriram que a SO pode levar a uma perda de osseointegração e perda precoce do implante. Os resultados do presente estudo não confirmam tal hipótese. Por outro lado, um dos grupos testados (SLA SO), apresentou um ganho estatisticamente significativo de densidade óssea, ao redor das regiões (sítios) mais coronais do osso peri-implantar. Além disso e dentro da literatura existente, este é o primeiro ensaio controlado aleatorizado (ECA) avaliando restaurações implanto-suportadas em cantilever submetidas a SO (grupos SLA e SLActive) e carga precoce (grupos SLA). Entre os estudos anteriores avaliando SO, somente dois realizaram uma avaliação radiográfica do osso peri-implantar (Isidor, 1996; Heitz-mayfield et al., 2004). A primeira publicação (Isidor, 1996) estudou, ao longo de 18 meses superfícies jateadas com TiO_2 e implantes usinados/lisos (diâmetro de 3.5 mm / comprimento de 8 mm) restaurada com próteses parciais fixas ocluindo contra reconstruções protéticas recobrando os pré-molares e molares superiores (para atingir SO) de quatro macacos. Os animais foram mantidos em um regime semanal de controle de placa ao longo do experimento. Dos oito implantes submetidos a SO, cinco implantes perderam osseointegração entre 4,5 a 15,5 meses após o carregamento das próteses. Além disso, ao redor dos implantes submetidos a SO, uma progressão significativa da perda óssea foi observada no exame final, demonstrado por implantes apresentando radiolucência peri-implantar de 8 mm (ao redor de todo implante) apresentaram uma perda média radiográfica da crista óssea de 5,5 milímetros (Isidor, 1996). No segundo estudo (Heitz-mayfield et al., 2004) avaliaram os resultados radiográficos de implantes com superfície pulverizada por plasma de titânio (TPS) e implantes SLA (4,1 mm de diâmetro/8 mm de comprimento) restaurados com coroas unitárias que foram submetidos à sobrecarga oclusal durante 8 meses. Os resultados apresentados por Heitz-Mayfield et al.

(2004), mostraram que a distância do ombro do implante ao CIO entre os grupos, variou de 3,5 a 3,6 milímetros no momento da instalação das próteses e de 3,6 a 3,8 mm na reavaliação de 8 meses, indicando ausência de diferenças estatisticamente significativas entre e dentro dos grupos ao longo do experimento.

Segundo o protocolo clássico para aplicação de cargas oclusais proposto por Brånemark, são necessários de três a seis meses para que ocorra a cicatrização da área e a osseointegração de um implante (Brånemark et al., 1977; Adell et al., 1981; Albrektsson et al., 1981). Esta condição baseia-se na premissa de que a aplicação de uma carga precoce poderia provocar o encapsulamento do implante, levando à formação de um tecido fibroso na interface osso-implante (Brånemark et al., 1977; Adell et al., 1981; Albrektsson et al., 1981). Contudo, ao longo das últimas décadas, novos protocolos de aplicação de carga avaliados, mostraram ser possível a redução do tempo para colocação de um implante em função (Buser et al. 1997, 2000; Rocuzzo et al., 2001, 2008; Bornstein et al., 2003, 2005, 2009; Ganeles et al., 2008).

Independentemente do protocolo utilizado, a partir da aplicação da carga oclusal, os implantes estão suscetíveis à ação mecânica, mais especificamente à distribuição de forças na área de contato do implante com o osso cortical (transferência do estresse gerado para o osso subjacente), uma condição considerada fundamental para o sucesso ou falha dos mesmos (Geng et al., 2001; Bozkaya et al., 2004; Van staden et al., 2006; Ding et al., 2009). Resultados provenientes de estudos utilizando análise de elementos finitos, demonstraram que o estresse transferido ao osso (tensões de von Mises), concentra-se nas superfícies mesiais e distais do osso cortical ao redor do pescoço de implantes submetidos à carga axial (Meijer et al., 1996; Geng et al., 2001; Bozkaya et al., 2004; Yokoyama et al., 2004; Van Staden et al., 2006; Ding et al., 2009; Caglar et al., 2010), devido ao módulo de elasticidade e da maior capacidade de resistência à deformação apresentada pelo osso cortical, quando comparado ao osso trabecular (Ichikawa et al., 1997; Stegaroiu et al., 1998). Este tipo de análise também demonstrou que estas áreas estão mais suscetíveis à reabsorção óssea (Clelland et al., 1991; Meijer et al., 1992; Lozada et al., 1994; Ding et al., 2009) .

Entretanto, quando da aplicação de forças não axiais, existe um aumento do estresse e tensão sobre estas áreas (Ding et al., 2009; Qian et al., 2009), o que pode promover perda óssea, comprometimento da osseointegração, perda do

implante e/ou componentes protéticos poderão ocorrer (Brunski, 1988; Vaillancourt et al., 1996; Himmlova et al., 2004). Especificamente, o aumento do ângulo da força não axial, provoca um aumento das tensões e estresse, bem como pioram os padrões de distribuição das mesmas no osso e implante (Qian et al., 2009)

No presente estudo, um dos desafios propostos, foi utilizar IDs com diâmetro de 3,3 mm, diâmetro este menor que os outros estudos, com o objetivo de submetê-los ao desafio da carga precoce e excessiva (Isidor, 1996; Heitz-mayfield et al., 2004), o que em tese, poderia não ser capaz de suportar uma SO semelhante, quando comparado a implantes com 3,5 mm (Isidor, 1996) e 4,1 mm (Heitz-mayfield et al., 2004) de diâmetro. Normalmente, implantes de maior diâmetro, por exemplo, com 4,1 mm ou 4,6 mm e maior comprimento (10,0 mm), estão menos susceptíveis a tensões interfaciais e estresse sobre a crista óssea alveolar do que implantes com diâmetro de 3,3 mm ou comprimento menor que 10 mm (Ding et al., 2009; Qian et al., 2009), como os utilizados no presente ECA.

Além disso, o presente estudo promoveu um desafio da carga antecipada (precoce), sobre implantes com superfície SLA. Implantes SLA podem ser carregados com segurança entre seis e oito semanas e mesmo assim apresentarem uma taxa de sucesso próxima de 99% em períodos de avaliação de até 5 anos (Roccuzzo et al., 2001; Roccuzzo; Wilson, 2002; Cochran et al., 2002, Bornstein et al., 2003, 2005). Para superfícies SLActive, os resultados de diferentes ensaios clínicos recentes, mostraram que a superfície SLActive pode ser carregada em oclusão completa após três semanas da instalação dos implantes (Ganelles et al., 2008; Zöllner et al., 2008; Bornstein et al., 2009; Morton et al., 2010).

Histologicamente, quando comparadas com superfícies polidas, superfícies SLA apresentam maior molhabilidade, produção local e expressão de fatores de crescimento, citocinas, diferenciação dos osteoblastos (aposição e/ou formação de osso peri-implantar), e maior CIO (Cochran et al., 1996, 1998). Clinicamente, as superfícies SLA promovem uma redução do período de cicatrização convencional (Adell et al., 1990; Zarb; Schmitt, 1990; Mericske-Stern et al., 1994; Buser et al., 1997), e manutenção de praticamente todos os ids nos cinco primeiros anos em função (Roccuzzo et al., 2001, 2008; Cochran et al., 2002; Bornstein et al., 2003, 2005). Em relação às superfícies SLActive, estas apresentam atividade precoce e maior resposta dos osteoblastos, colágeno tipo I, osteocalcina e fatores de crescimento (Zhao et al., 2005; Qu et al., 2007; Rausch-fan et al., 2009), maior

aposição e formação óssea e vascular (Buser et al., 2004; Schwarz et al., 2007a; Bornstein et al., 2008), maior atividade celular, produção 60% maior de osso após duas semanas da instalação do ID (Buser et al., 2004), maior proliferação de estruturas vasculares e formação maior e mais rápida de osso maduro (Schwarz et al., 2007a), e maiores valores de torque de remoção nas primeiras oito semanas (Ferguson et al., 2006), quando comparadas as superfícies SLA.

Com relação ao desafio à carga precoce, quando um implante é instalado, a sua estabilidade primária ocorre mecanicamente, ou seja, tanto pelo o desenho e ancoragem proporcionados pelas espiras e superfície rugosa (Schenk; Buser, 1998; Raghavendra et al., 2005). A partir daí, entre duas a quatro semanas pós a instalação, ocorre um período considerado crítico para a estabilidade do ID, chamado de *stability dip* (diminuição da estabilidade), devido ao processo de remodelação óssea (reabsorção inicial seguida de neoformação óssea) que promove uma diminuição da estabilidade primária (Schenk; Buser, 1998; Raghavendra et al., 2005). Apesar de este *turnover* celular promover a formação de novo osso responsável pela estabilidade do ID ao longo tempo, este período é considerado crítico e de maior risco para o fracasso da osseointegração e perda do ID, uma vez que a neoformação óssea pode não ser suficiente para manter a estabilidade inicial obtida (Schenk; Buser, 2000; Raghavendra et al., 2005). Ferguson et al. (2006), observaram que as características da superfície SLActive por permitirem uma diminuição do período de cicatrização atual para três a quatro semanas, efetivamente minimizou a diminuição da estabilidade primária.

Apesar da aplicação de uma sobrecarga precoce sobre os implantes SLA e SLActive, essas condições não foram suficientes para causar mudanças significativas no nível ósseo radiográfico peri-implantar. Por outro lado, o ganho médio de densidade óssea encontrada pelo grupo SLA SO, pode estar associada a duas condições distintas. A primeira diz respeito a uma condição análoga que ocorre ao redor dos dentes naturais, suportando próteses parciais fixas, cantilevers, ou próteses parciais removíveis, conhecido como *buttressing* (justaposição). Publicações anteriores sugeriram que as trabéculas ósseas ao redor dos dentes naturais, podem ser reforçadas em resposta a forças oclusais pesadas (Glickman; Smulow, 1956; Morton; Natkin, 1990; Daniels, 1997; Chambrone; Chambrone, 2005), pelo trauma crônico e / ou tensões funcionais causadas pela oclusão. Schenk e Buser (1998) observaram que esse fenômeno poderia ocorrer em torno de implantes

dentários também, onde as trabéculas ósseas poderiam ser reforçadas, em um processo de remodelação óssea, em resposta à duração e magnitude da SO. A segunda, diz respeito ao ganho exclusivo de DO ligado ao grupo SLA SO (diferentemente do grupo SLActive SO). É provável que o ganho de DO ao redor dos implantes SLA SO, tenha ocorrido devido ao carregamento precoce dos mesmos, uma vez que o processo de osseointegração da superfície ainda não estava completo, fazendo com que a associação da sobrecarga oclusal, associada à atividade osteogênica sobre a superfície SLA, na ausência de acúmulo de placa (ausência de um processo inflamatório de origem bacteriana) tenha promovido o ganho de DO observado. Em adição, o estudo Heitz- Mayfield et al. (2004), mostrou que, na ausência de inflamação, que a SO proporcionou um aumento na porcentagem de contato osso-implante (ou seja, o osso mineralizado) e uma ligeira redução dos níveis de osso marginal, mas sem progressão da reabsorção óssea além do colo do implante.

Com relação a análise de SRD, este recurso tem sido considerado como um instrumento adicional, de alta sensibilidade e validade para o diagnóstico e detecção de alterações ósseas periodontais ou peri-implantares (Wenzel et al., 1992; Brägger, 1994, 2005; Hänggi et al., 2005; Jung et al., 2008; Cochran et al., 2009; De Moraes et al., 2009). Por outro lado, SRD é bastante sensível ao desvio da geometria de projeção e alinhamento (Eickholz et al., 2007). No presente estudo, não houve desvio da geometria de projeção das radiografias e assim todos os pares de radiografias (iniciais e 24 semanas), puderam ser alinhadas e manipuladas adequadamente, pelo programa de computador utilizado para realizar a subtração das imagens. Durante os exames radiográficos, todos os animais foram mantidos sob anestesia endovenosa, condição esta que permitiu um posicionamento correto dos posicionadores radiográficos (guias radiográficas) e a manutenção das cabeças dos animais na mesma posição. Consequentemente, foi possível evitar mudanças na geometria de projeção entre os exames. Um estudo anterior, utilizando o mesmo programa de subtração na análise de alterações ósseas periodontais, mostrou que até 10% dos pares de radiografias podem não estar adequados para a análise, mesmo quando guias/posicionadores radiográficos padronizados são utilizados (Eickholz et al., 2007).

Dentro da literatura tem sido relatado que um controle de placa inadequado, desempenha um papel-chave no desenvolvimento e progressão da perda óssea

marginal ao redor de implantes dentários (Lindhe et al., 1992; Grunder et al., 1993; Schou et al., 2003; Schwarz et al., 2007a,b; Amarante et al., 2008; Serino; Ström, 2009). No presente estudo, a associação entre controle de placa realizado 3 vezes por semana e SO, não levou à perda óssea radiográfica peri-implantar significativa. A quantidade de “altura óssea” perdida esteve provavelmente associada à áreas de saucerização que podem ocorrer naturalmente em torno de implantes dentários (Zechner et al., 2004; Bolind et al., 2005). Dentre os estudos prévios avaliando os efeitos da carga oclusal excessiva, o único estudo que avaliou a associação entre placa dental e SO, mostrou uma correlação positiva entre acúmulo de placa e SO, em termos de perda óssea peri-implantar clínica e histológica (Kozlovsky et al., 2007). Esta associação placa-trauma está de acordo com o modelo de interação que ocorre ao redor de dentes naturais. Estudos anteriores em modelos animais, avaliando o efeito de forças oclusais traumáticas em dentes naturais e sua contribuição para o desenvolvimento de perda de inserção periodontal (Lindhe; Svanberg, 1974; Polson et al., 1976; Waerhaug, 1979; Budtz-jørgensen, 1980), observaram que na ausência de acúmulo de biofilme dental, o forças de oclusão traumáticas não contribuíram para a perda de estruturas periodontais ou para o desenvolvimento de defeitos infra-ósseos. Por outro lado, o efeito de interação entre biofilme dental e forças de oclusão traumáticas, levaram a uma degradação das estruturas periodontais, isto é a um trauma de oclusão (Lindhe; Svanberg, 1974; Polson et al., 1976; Waerhaug, 1979).

Em adição, durante anos, os resultados obtidos pela pesquisa animal foram translacionados (traduzidos) para os seres humanos, de forma a permitir uma compreensão dos mecanismos de ação e efeitos (eficácia e segurança) de procedimentos periodontais e tratamentos envolvendo implantes. É possível argumentar que a translação dos achados em modelos animais, para os efeitos em seres humanos, podem ser questionáveis, seja pelo tamanho da amostra ou pelo protocolo de estudo utilizado, mas também pode-se argumentar e ressaltar que os estudos animais são a opção de pesquisa principal (e, às vezes, a única), para avaliar os resultados clínicos e histológicos de quaisquer condições específicas que não podem ser testadas em seres humanos (Faggion et al., 2010), tais com a questão focal do presente estudo.

Desta maneira, os dados provenientes deste ECA indicam a necessidade de novas avaliações sobre os efeitos da SO, tanto em implantes ocluindo contra implantes, bem como dos efeitos sobre dentes naturais ocluindo contra implantes.

7 CONCLUSÕES

Os achados radiográficos observados neste ECA conduzido em modelo animal, permitem concluir que a aplicação de uma carga oclusal precoce e excessiva sobre implantes SLA ou SLActive clinicamente estáveis, restaurados com reconstruções tipo cantilever, não promoveu perda de altura de crista óssea peri-implantar adicional à já esperada perda inicial, após 24 semanas. Contudo, a aplicação de sobrecarga oclusal precoce sobre implantes com superfície SLA, resultou em significativo aumento da densidade óssea peri-implantar

REFERÊNCIAS¹

AAP - American Academy of Periodontology. Glossary of Periodontal Terms, 4th ed. Chicago: American Academy of Periodontology; 2001.

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;10:387–96.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:347–59.

Akça K, Iplikcioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002;29:350-6.

Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155–70.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson RA. The longterm efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1:11-25.

Amarante ES, Chambrone L, Lotufo RF, Lima LA. Early dental plaque formation on toothbrushed titanium implants surfaces. *Am J Dent.* 2008;21:318-22.

Anselme K. Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials.* 2000;21:667–81.

Aparicio C, Gil FJ, Planell A. Human-osteoblast proliferation and differentiation on grit-blasted and bioactive titanium for dental applications. *J Mater Sci Mater Med.* 2002;13:1105–11.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *J Clin Periodontol*. 2005;32:645–52.

Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent*. 2005;94:242–58.

Baier RE, Meyer AE. Implant surface preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;3:9–20.

Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:641–51.

Becker W, Sennerby L, Becker BE, Henry P. Clinical and histologic findings for microimplants placed in one stage and loaded for three months: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002;4:47–52.

Bergkvist G, Sahlholm S, Karlsson U, Nilner K, Lindh C. Immediately loaded implants supporting fixed prostheses in the edentulous maxilla: a preliminary clinical and radiologic report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:399–405.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2005;32:925–32.

Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the peri-implant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. 1996;21:189-93.

Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB Jr, Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:447–55.

Bornstein MM, Harnisch H, Lussi A, Buser D. Clinical performance of wide-body implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: results of a 3-year follow-up study in a referral clinic. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22:631-8.

Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6-month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Related Res.* 2009;11:338-47.

Bornstein MM, Lussi A, Schmid B, Belser UC, Buser D. Early loading of titanium implants with a sandblasted and acidetched (SLA) surface: 3-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:659–66.

Bornstein MM, Schmid B, Belser UC, Lussi A, Buser D. Early loading of titanium implants with a sandblasted and acid etched surface: 5-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:631–8.

Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:233–41.

Böwers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses invitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:302-10.

Boyan BD, Lossdörfer S, Wang L, Zhao G, Lohmann CH, Cochran DL, Schwartz Z. Osteoblasts generate an osteogenic microenvironment when grown on surfaces with rough microtopographies. *Eur Cell Mater.* 2003;6:22–7.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004;92:523-30.

Brägger U. Digital imaging in periodontal radiography. A review. *J Clin Periodontol.* 1988;15:558–64.

Brägger U. Radiographic parameters: biological significance and clinical use. *Periodontol 2000.* 2005;39:73–90.

Brägger U. Radiographic parameters for the evaluation of peri-implant tissues. *Periodontol 2000.* 1994;4:87–97.

Brägger U, Pasquali L. Color conversion of alveolar bone density changes in digital subtraction images. *J Clin Periodontol.* 1989;16:209–14.

Brägger U, Bürgin W, Lang NP, Buser D. Digital subtraction radiography for the assessment of changes in peri-implant bone density. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:160–6.

Brägger U, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. *J Clin Periodontol.* 1988;15:27–37.

Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials.* 1983;4:25–8.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansonn BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;11(Suppl 16):1–132.

Brunette DM, Chehroudi B. The effects of the surface topography of micromachined titanium substrata on cell behaviour in vitro and in vivo. *J Biomech Eng.* 1999;121:49–57.

Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ.* 1988;52:775-87.

Brunski JB, Moccia AF Jr, Pollack SR, 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.

Budtz-Jørgensen E. Bruxism and trauma from occlusion. An experimental model in Macaca monkeys. *J Clin Periodontol.* 1980;7:149–62.

Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83:529–33.

Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2,359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:161–72.

Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J OralMaxillofac Implants.* 1998;13:611–9.

Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, et al. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1999;45:75–83.

Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini J, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25:889–902.

Buser D, von Arx T, ten Bruggenkate C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(Suppl 1):59-68

Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:95-103.

Carlsson LV, Albrektsson T, Berman C. Bone response to plasma-cleaned titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:199–204.

Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3: 21–4.

Chambrone LA, Chambrone L. Bony exostoses developed subsequent to free gingival grafts: case series. *Br Dent J.* 2005;199:146–9.

Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: A systematic review of animal model studies. *J Periodontol*. 2010;81:1367-78.

Chiapasco M, Gatti C. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:29-38.

Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8:48-57.

Christgau M, Wenzel A, Hiller KA, Schmalz G. Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofac Radiol*. 1996; 25:25-33.

Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:391-8.

Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol*. 1999;70:1523-39.

Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:144-3.

Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:240-52.

Cochran DL, Nummikoski PV, Schoolfield JD, Jones AA, Oates TW. A prospective multicenter 5-year radiographic evaluation of crestal bone levels over time in 596 dental implants placed in 192 patients. *J Periodontol*. 2009; 80:725-33.

Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with sandblasted and acid-etched surface: a histomorphometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998;40:1–11.

Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:668–74.

Cornellini R, Cangini F, Covani U, Barone A, Buser D. Immediate restoration of single tooth implants in mandibular molar sites: a 12- month preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:855–60.

Consolaro A, Carvalho RS, Francischone CE Jr, Francischone CE. Mecanismo da saucerização nos implantes osseointegrados. *Rev Dental Press Periodontia Implantol.* 2009;3:25-39.

Daniels WC. Subpontic osseous hyperplasia: a five-patient report. *J Prosthodont.* 1997;6:137-43.

De Groot K, Geesink R, Klein CP, Serekian P. Plasma sprayed coating of hydroxyapatite. *J Biomed Mater Res.* 1987;21:1375-81.

De Moraes JAND, Trindade-Suedam IK, Pepato MT, Marcantonio E Jr, Wenzel A, Scaf G. Effect of diabetes mellitus and insulin therapy on bone density around osseointegrated dental implants: a digital subtraction radiography study in rats. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:796–801.

Dee KC, Rueger DC, Andersen TT, Bizios R. Conditions which promote mineralization at the bone-implant interface: A model in vitro study. *Biomaterials.* 1996;17:209–15.

Degidi M, Piattelli A. 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol.* 2005;31:25–31.

Degidi M, Iezzi G, Perrotti V, Piattelli A. Comparative analysis of immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods: a 5-year follow-up of 550 dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11:257-66.

Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Histologic evaluation of 2 human immediately loaded and 1 submerged titanium implants inserted in the posterior mandible and retrieved after 6 months. *J Oral Implantol*. 2003; 29:223–9.

Denissen HW, Kalk W, Veldhuis A H, van der Hooff A. Eleven years of study of hydroxyapatite implants. *J Prosthet Dent*. 1989;61:706-12.

Ding X, Zhu X-H, Liao S-H, Zhang X-H, Chen H. Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009; 18: 393–402.

Ducheyne P, Van Raemdonck W, Heughebaert JC, Heughebaert M. Structural analysis of hydroxyapatite coatings on titanium. *Biomaterials*. 1986;7:97-103.

Duckworth JE, Judy PF, Goodson JM, Socransky SS. A method for geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs. *J Periodontol*. 1983; 54:435-40.

Eickholz P, Krigar D-M, Kim T-S, Reitmeir P, Rawlinson A. Stability of clinical and radiographic results after guided tissue regeneration in infrabony defects. *J Periodontol*. 2007;78:37–46.

Eriksson RA; Albrektsson T. Temperature threshold levels for heatinduced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50:101-7.

Faggion CM Jr, Chambrone L, Gondim V, Schmitter M, Tu Y-K. Comparison of the effects of treatment of periimplant infection in animal and human studies: systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21:137–47.

Falk H, Laurell L, Lundgren, D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:70–7.

Ferguson SJ, Broggini N, Wieland M, de Wild M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, et al. Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sandblasted and acid-etched titanium surface. *J Biomed Mater Res A*. 2006;78:291–7.

Fischer K, Stenberg T. Three-year data from a randomized, controlled study of early loading of single-stage dental implants supporting maxillary full-arch prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:245–52.

Fourmouzis I, Brägger U, Bürgin W, Tonetti M, Lang NP. Digital image processing I. Evaluation of gray level correction methods *in vitro*. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5:37–47.

Galli C, Guizzardi S, Passeri G, Martini D, Tinti A, Mauro G, et al. Comparison of human mandibular osteoblasts grown on two commercially available titanium implant surfaces. *J Periodontol*. 2005;76:364–72.

Ganeles J, Wismeijer D. Early and immediately restored and loaded dental implants for single-tooth and partial-arch applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:92–102.

Ganeles J, Zöllner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:1119–28

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.

Glickman I, Smulow JB. Buttressing bone formation in the periodontium. *J Periodontol*. 1956;36:365–70.

Goodson JM, Haffajee AD, Socransky SS. The relationship between attachment level and alveolar bone loss. *J Clin Periodontol*. 1984;11:348–59.

Gotfredsen K, Nimb L, Hjørting-Hansen E, Jensen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 1992;3:77–84.

Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjørting-Hansen E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res*. 1995;29:1223–31.

Gottlander M, Johansson CB, Albrektsson T. Short- and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:345–55.

Grassi S, Piattelli A, de Figueiredo LC, Feres M, de Melo L, Iezzi G, et al. Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces. *J Periodontol*. 2006;77:1736–43.

Gross KA, Berndt CC, Goldschlag DD, Iacono VJ. In vitro changes of hydroxyapatite coatings. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:589–97.

Grunder U, Hürzeler MB, Schüpbach P, Strub JR. Treatment of ligature-induced peri-implantitis using guided tissue regeneration: A clinical and histologic study in the beagle dog. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:282–93.

Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1983;55:96–102.

Hahn H, Palich W. Preliminary evaluation of porous meta surfaced titanium for orthopedic implants. *J Biomed Mater Res*. 1970;45:71-7.

Hämmerle CHF, Cochran DL. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol*. 2008;79:260-70.

Hänggi MP, Hänggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. part I: a retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol*. 2005;76:791-802.

Harrison R, Richardson D. Bitewing radiographs of children taken with and without a film-holding device. *Dentomaxillofac Radiol*. 1989;18:97-9.

Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jönsson J, et al. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:259–68.

Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91:20-5.

Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:18-22.

Isidor F. Histological evaluation of periimplant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:1–9.

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.

Ito Y, Kajihara M, Imanishi Y. Materials for enhancing cell adhesion by immobilization of cell-adhesive peptide. *J Biomed Mater Res.* 1991;25:1325–37.

Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. *J Periodontol.* 2000;71:833–8.

Jeffcoat MK, Reddy MS, Webber RL, Williams RC, Rüttimann UE. Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. *J Periodont Res.* 1987; 22:396-402.

Jokstad A, Carr AB. What is the effect on outcomes of time-to-loading of a fixed or removable removable prosthesis placed on implant(s)? Review for the academy of osseointegration state of the science of implant dentistry conference 2006. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(Suppl.):19–48.

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, et al. Occlusal trauma: Effect and impact on the periodontium. *Ann Periodontol.* 1999;4:102–7.

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, et al. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol.* 2008;79:260-70

Kasemo B, Lausmaa J. Material-tissue interfaces: the role of surface properties and processes. *Environ Health Perspect.* 1994;102(Suppl 5):41–5.

Kieswetter K, Schwartz Z, Hummert TW, Cochran DL, Simpson J, Dean DD, et al. Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells. *J Biomed Mater Res.* 1996;32:55–63.

Kilpadi DV, Lemons JE. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. *J Biomed Mater Res.* 1994;28:1419–25.

Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Caputo A, Davies JE, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:350-7.

Kohri M, Cooper EP, Ferracane JL, Waite DF. Comparative study of hydroxyapatite and titanium dental implants in dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;48:1265-73.

Kozlovsky A, Tal H, Laufer B-Z, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:601–10.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:720-6.

Krukowski M, Shively RA, Osdoby P, Eppley BL. Stimulation of craniofacial and intramedullary bone formation by negatively charged beads. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990;48:468-75.

Lang NP, Hill RW. Radiographs in periodontics. *J Clin Periodontol.* 1977;4:16-28.

Lavos-Valereto IC, Costa I, Wolyneć S. The electrochemical behavior of Ti-6Al-7Nb alloy with and without plasma-sprayed hydroxyapatite coating in Hank's solution. *J Biomed Mater Res.* 2002;63:664–70.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*, Chicago: Quintessence Publishing; 1985. P.199–209.

Li D, Ferguson, SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP, et al. Biomechanical comparison of the sandblasted and acidetched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *J Biomed Mater Res.* 2002;60:325–32.

- Lincks J, Boyan BD, Blanchard CR, Lohmann CH, Liu Y, Cochran DL, et al. Response of MG63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloy is dependent on surface roughness and composition. *Biomaterials*. 1998;19:2219–32.
- Lindhe J, Svanberg G. Influence of trauma from occlusion on progression of experimental periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol*. 1974;1:3–14.
- Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res*. 1992;3:9-16.
- Lozada JL, Abbate MF, Pizzarello FA, James RA. Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *J Oral Implantol*. 1994;20:315-21.
- Lumbikanonda N, Sammons R. Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:627–36.
- Luongo G, Di Raimondo R, Filippini P, Gualini F, Paoleschi C. Early loading of sandblasted, acid-etched implants in the posterior maxilla and mandible: a 1-year follow-up report from a multicenter 3-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:84–91.
- Lurie AG, Greenberg RJ, Kornman KS. Subtraction radiology demonstrates crestal bone loss in experimentally induced marginal periodontitis. *J Oral Surg*. 1983;55:537–41.
- Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*. 1992;68:96-102.
- Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil*. 1996;23:757-63.
- Mericske-Stern R, Steinlin-Schaffner T, Marti P, Geering AH. Periimplant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5:9–18.

Misch CE, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality based implant system. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:17–28.

Miyamoto Y, Koretake K, Hirata M, Kubo T, Akagawa Y. Influence of static overload on the bony interface around implants in dogs. *Int J Prosthodont*. 2008;21:437–44.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:425–31.

Miyata, T, Kobayashi Y, Shin K, Motomura Y, Araki H. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 2: A histologic study in monkeys. *J Japan Soc Periodontol*. 1997;39:234–41.

Morton D, Bornstein MM, Wittneben JG, Martin WC, Ruskin JD, Hart CN, et al. Early loading after 21 days of healing of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: two-year results of a prospective two-center study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12:9–17.

Morton THJr, Natkin E. Hyperostosis and fixed partial denture pontics: report of 16 patients and review of literature. *J Prosthet Dent*. 1990;64:539–47.

Nicopoulou-Karayianni K, Brägger U, Lang NP. Subtraction radiography in oral implantology. *Int J Periodont Rest Dent*. 1997;17:221–31.

Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(Suppl. 2):19–34.

Orsini G, Assenza B. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:779–84.

Park E, Cho M, Ki C-S. Correct use of repeated measures analysis of variance. *Korean J Lab Med*. 2009;29:1–9

Piattelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piattelli, M. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:805–10.

Pitts NB. Film holding, beam-aiming and collimating devices as an aid to standardization in intra-oral radiography. *J Dent.* 1984;12:36-46.

Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(Suppl 3):97-113.

Polson AM, Meitner SW, Zander HA. Trauma and progression of marginal periodontitis in squirrel monkeys. III Adaption of interproximal alveolar bone to repetitive injury. *J Periodontal Res.* 1976;11:279-89.

Puleo DA, Thomas MV. Implant Surfaces. *Dent Clin N Am.* 2006;50:323-38.

Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:877-86.

Qu Z, Rausch-Fan X, Wieland M, Matejka M, Schedle A. The initial attachment and subsequent behavior regulation of osteoblasts by dental implant surface modification. *J Biomed Mater Res A* 2007;82:658-68.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3:104-11.

Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing adjacent to endosseous dental implants: A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:425-31.

Rangert, B, Krogh, PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326-34.

Rausch-Fan X, Qu Z, Wieland M, Matejka M, Schedle A. Differentiation and cytokine synthesis of human alveolar osteoblasts compared to osteoblast-like cells (MG63) in response to titanium surfaces. *Dent Mater.* 2009;24:102-10

Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading of Branemark system® TiUnite™ and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized openended clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003a;5(Suppl 1):57–63.

Rocci A, Martignoni M, Miranda Burgos P, Gottlow J, Sennerby L. Histology of retrieved immediately and early loaded oxidized implants: light microscopic observations after 5 to 9 months of loading in the posterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003b;5(Suppl 1):88–98.

Roccuzzo M, Wilson T. A prospective study evaluating a protocol for 6 weeks' loading of SLA implants in the posterior maxilla: one year results. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:502–7.

Roccuzzo M, Aglietta M, Bunino M, Bonino L. Early loading of sandblasted and acid etched implants: a randomized-controlled double blind split-mouth study. Five-year results. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:148–52.

Roccuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD. Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:572–78.

Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig G-H. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Periodontol*. 2003;74:1483–90.

Rompen E, Domken O. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Imp Res*. 2006;17(Suppl. 2):55–67.

Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Geis- Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *J Biomed Mater Res A*. 2006;76:323–34

Rüttiman U, Webber R, Schmidt E: A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodont Res*. 1986;21:486–95.

Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol 2000*. 1998;17:22–35.

Schou S, Holmstrup P, Jørgensen T, Stoltze K, Hjørting-Hansen E, Wenzel A. Autogenous bone graft and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis. I. Clinical and radiographic observations in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:391–403

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, Da Silva JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:495–503.

Schroeder A, Van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium sprayed surface. *J Maxillofac Surg.* 1981;9:15-25.

Schwartz Z, Lohmann CH, Oefinger J, Bonewald LF, Dean DD, Boyan BD. Implant surface characteristics modulate differentiation behaviour of cells in the osteoblastic lineage. *Adv Dent Res.* 1999;13:38–48.

Schwarz F, Herten M, Sager M, Wielan 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.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(Suppl.):156–8.

Serino G, Ström C. Peri-implantitis in partially edentulous patients: Association with inadequate plaque control. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:169–74.

Sonnleitner D, Huemer P. A simplified technique for producing platelet-rich plasma and platelet concentrate for intraoral bone grafting techniques: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:879–82.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:82-90

Stentz WC, Mealey BL, Nummikoski PV, Gunsolley JC, Waldrop TC. Effects of guided bone regeneration around commercially pure titanium and hydroxyapatite-coated dental implants. I. Radiographic analysis. *J Periodontol.* 1997;68:199-208.

Stricker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG. Immediate loading of 2 interforaminal implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:868–72.

Suzuki K, Aoki K, Ohya K. Effects of surface roughness of titanium implants on bone remodelling activity of femur in rabbits. *Bone*. 1997;21:507–14.

Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:675–90.

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;12:319–24.

Tengvall P, Lundström I. Physico-chemical considerations of titanium as a biomaterial. *Clin Mater*. 1992;9:115–34.

Testori T, Meltzer A, Del Fabbro M, Zuffetti F, Troiano M, Francetti L, et al. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in the lower edentulous jaw. A multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:278–84.

Testori T, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Del Fabbro M, Scarano A, Piattelli A, et al. Immediate loading of osseotite implants. A case report and histologic analysis after 4 months of occlusal loading. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2001;21:451–9.

Testori T, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Del Fabbro M, Trisi P, Weinstein RL. Healing of osseotite implants under submerged and immediate loading conditions in a single patient: a case report and interface analysis after 2 months. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002;22:345–53.

Tortamano P, Orij TC, Yamanochi J, Nakamae AE, Guarneri TC. Outcomes of fixed prostheses supported by immediately loaded endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:63–70.

Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D: Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:351-9.

Van de Velde T, Sennerby L, De Bruyn H. The clinical and radiographic outcome of implants placed in the posterior maxilla with a guided flapless approach and immediately restored with a provisional rehabilitation: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:1223-33.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2006;9:257-70.

Waerhaug J. The infrabony pocket and its relationship to trauma from occlusion and subgingival plaque. *J Periodontol.* 1979;50:355–65.

Webber RL, Rüttimann UE, Groenhuis RAJ. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. *J Dent Res.* 1984;63:1032-6.

Webber RL, Rüttimann UK, Gröndahl HG. X-ray image subtraction as a basis for the assessment of periodontal changes. *J Periodont Res.* 1982;17:509–11.

Wennerberg A, Albrektsson T. On Implant Surfaces: A Review of Current Knowledge and Opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:63-74.

Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of Implant Surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15: 331–44.

Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:24–30.

Wennerberg A, Ektebassi 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.

Wennström J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Gröndahl K, Lindhe J. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *J Clin Periodontol.* 2004;31:1077-83.

Wenzel A, Warrer K, Karring T. Digital subtraction radiography in assessing bone changes in periodontal defects following guided tissue regeneration. *J Clin Periodontol.* 1992;19:208–13.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 1994;71:493-9.

Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004;91:234-40.

Zappa U, Simona C, Graf H, van Aken J. *In vivo* determination of radiographic projection errors produced by a novel filmholder and an x-ray beam manipulator. *J Periodontol*. 1991;62:674-83.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: surgical results. *J Prosthet Dent*. 1990;63:451-7.

Zechner W, Kneissel M, Kim S, Ulm C, Watzek G, Plenck H Jr. Histomorphometrical and clinical comparison of submerged and nonsubmerged implants subjected to experimental peri-implantitis in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:23-33.

Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, Boyan BD. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*. 2005;74:49-58.

Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorfer J. Effect of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblasts response. *Biomaterials*. 2004;25:4087-4103.

Zöllner A, Ganeles J, Korostoff J, Guerra F, Krafft T, Brägger U. Immediate and early non-occlusal loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: interim results from a prospective multicenter randomized-controlled study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:442-50.

ANEXO A – Parecer Emitido Pelo Comitê de Conduta Ética no Uso de Animais em Experimentos da Universidade Estadual de Maringá

Universidade Estadual de Maringá
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
Comitê de Conduta Ética no Uso de Animais em Experimentação

Parecer emitido após reunião realizada em: 4/3/2008 Parecer nº 010/2008

Pesquisador: Maurício Guimarães Araújo	Setor: DOD
Título:	Protocolo nº 002/2008
Carga oclusal excessiva em reconstruções tipo cantilever sobre implantes Straumann SLA ou SLAactive modificado clinicamente estáveis	
Entrada: 25/2/2008	Início: 29/2/2008 Término: 28/7/2009
Situação do Projeto:	Aprovado
Relatório Final:	Aguarda finalização do projeto
<p>Considerações e Parecer:</p> <p>Após análise do Protocolo nº 002/2008 do projeto de pesquisa intitulado Carga oclusal excessiva em reconstruções tipo cantilever sobre implantes Straumann SLA ou SLAactive modificado clinicamente estáveis, verificamos que são observados os Princípios Éticos de Experimentação Animal. Ainda, concordamos com a importância do estudo que objetiva a melhoria dos resultados clínicos na instalação d implantes nos pacientes.</p> <p>Assim, somos de parecer favorável à execução do projeto supracitado</p>
Dr.ª Vânia Antunes Presidente do CEAE/UEM	

Artigo 10 da Resolução nº 032/2006-CEP: Os projetos analisados serão enquadrados em uma das seguintes categorias:

- I - aprovado;
- II - pendente, quando o CEAE considerar o protocolo e o projeto como aceitáveis, porém com problemas no protocolo, no projeto ou em ambos, e houver recomendação de uma revisão específica, ou solicitação de modificação ou informação relevante, que deverá ser atendida em até 60 dias, após o recebimento da comunicação, pelo coordenador do projeto;
- III - arquivado, quando o protocolo permanecer pendente, transcorridos 30 dias, após o prazo previsto no Inciso II do recebimento da comunicação;
- IV - não aprovado

www.ppg.uem.br - e-mail: ceeaa@uem.br

ANEXO B – Parecer Emitido Pelo Comitê de Conduta Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo

**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa**

DECLARAÇÃO

Protocolo 02/08

Informamos a Vossa Senhoria, que diante do Parecer da Comitê de Conduta Ética no uso de Animais em Experimentação da Universidade Estadual de Maringá – PróReitoria de Pesquisa em Pós-Graduação, estamos cientes da aprovação do projeto de pesquisa intitulado "Early (4weeks) excessive occlusal load on cantilever reconstructions on clinically stable SLA or mod. SLActive Straumann implants" (Carga oclusal excessiva em reconstruções tipo cantilever sobre implantes Straumann SLA ou SLActive modificado clinicamente estáveis) de responsabilidade do Professor Doutor Luiz Antonio Pugliesi Alves de Lima, não havendo nenhuma oposição por parte deste CEP, com relação a sua realização.

São Paulo, 07 de dezembro de 2009.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador CEP/FOUSP

Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 - Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira".
São Paulo - SP - CEP 05508-900 - FAX (0XX11) 3091-7887.

APÊNICE A – Panilhas Contendo os Dados Originais Avaliados Quanto a Área das RIs (mm²)

Cão	Face	SLA SO	SLA NR	SLA OE	SLActive SO	SLActive NR	SLActive OE
85	M D	0 1,65	-2,26 -1,24	-1,45 -2,16	-0,65 -0,8	-1,51 2,48	-0,87 -1,64
114	M D	0,86 -0,43	-1 -0,47	-0,62 -0,77	0,39 0	-0,64 -1,18	-0,4 -0,21
115	M D	0,62 1,21	-0,96 -0,57	-1,1 -0,48	1,1 3,56	-1,05 -0,85	-0,47 -0,51
119	M D	1,12 7,06	-1,46 -0,85	-1,15 -1,4	-2,25 -1,07	-0,49 -1,07	-3,41 -2,52
123	M D	0 1,13	0 -1,5	0 0	-0,6 -0,17	-2,87 -1,76	

APÊNDICE B– Panilhas Contendo os Dados Originais Avaliados Quanto ao Níveis de Cinza das RIs

Cão	Face	SLA SO	SLA NR	SLA OE	SLActive SO	SLActive NR	SLActive OE
85	M D	 171	116 96	115 100	97,59 113,93	161,31 93,5	89,42 87,78
114	M D	183,37 102,49	94,32 83,7	101,67 90,24	131,9 125,37	88,6 88,6	60,01 86,97
115	M D	152,33 193,99	70,63 88,6	97,59 70,63	145,79 163,76	117,2 97,59	106,58 126,18
119	M D	174,39 197,26	96,77 118,83	118,01 87,78	77,16 99,22	82,88 68,18	80,43 78,8
123	M D	 118,01	 118,01	 	91,05 87,78	96,77 80,43	

APÊNDICE C– Panilhas Contendo os Dados Originais Avaliados Quanto Avaliação Linear (*Baseline*)

Cão	Face	SLA SO	SLA NR	SLA OE	SLActive SO	SLActive NR	SLActive OE
85	M D	2,24 1,8	2,01 1,91	1,71 1,43	2,07 1,77	2,22 4,51	1,99 1,77
114	M D	2,6 1,79	1,84 2,26	2,37 2,23	2,34 1,81	1,82 2,26	2,34 2,57
115	M D	2,23 2	2,21 2,24	1,87 1,43	1,1 0	1,91 1,87	1,76 2,08
119	M D	1,52 2,15	1,95 1,48	2,02 1,65	2,14 2,14	0,92 0,61	1,09 1,43
123	M D	1,7 1,42	0,62 0,83	0,68 0,92	1,46 1,33	1,13 1,13	

APÊNDICE D – Panilhas Contendo os Dados Originais Avaliados Quanto Avaliação Linear (24 semanas)

Cão	Face	SLA SO	SLA NR	SLA OE	SLActive SO	SLActive NR	SLActive OE
85	M D	2,08 2,02	2,46 2,69	2,96 2,77	2,86 2,85	3,84 3,59	2,83 3,28
114	M D	1,68 2	2,98 2,5	2,71 2,55	2,1 1,81	2,99 3,01	2,95 3,02
115	M D	2,04 2,63	2,99 3	2,32 2,13	1,72 1,89	2,97 3,17	2,22 2,3
119	M D	1,87 2,56	3,2 2,36	3,2 3,1	3 2,66	2,3 1,6	3,06 3,46
123	M D	1,8 1,32	0,97 0,83	0,87 1,11	3,11 2,77	3,63 2,84	