



GOJKO CVIJIC

**“AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO NÍVEL ÓSSEO EM IMPLANTES
COM DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE, INSERIDOS
NA ÁREA ENXERTADA”**

PIRACICABA

2013

i



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

GOJKO CVIJIC

**“AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO NÍVEL ÓSSEO EM IMPLANTES
COM DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE, INSERIDOS
NA ÁREA ENXERTADA”**

ORIENTADOR: Prof.Dr. Frederico Andrade e Silva.

TESE DE DOUTORADO APRESENTADA
A FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA DA UNICAMP PARA
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR EM
CLÍNICA ODONTOLÓGICA NA ÁREA DE
PRÓTESE DENTAL.

Este exemplar corresponde à versão final
da Tese defendida pelo aluno Gojko Cvijic
e orientada pelo Prof.Dr. Frederico Andrade e Silva

Assinatura do Orientador

PIRACICABA
2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

C989a Cvijic, Gojko. 1971-
Avaliação radiográfica do nível ósseo em implantes com
diferentes tratamentos de superfície, inseridos na área enxertada
/ Gojko Cvijic. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Frederico Andrade e Silva.
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Reabsorção óssea. I. Silva, Frederico Andrade e, 1948- II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia
de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Radiographic evaluation of the bone level around implants
with different surface treatment, placed in grafted maxillae

Palavras-chave em Inglês:

Bone resorption

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Frederico Andrade e Silva [Orientador]

Julio César Joly

Sidney Sain't Clair dos Santos

Roger William Fernandes Moreira

Agenor Montebello Filho

Data da defesa: 14-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba




A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 14 de Fevereiro de 2013, considerou o candidato GOJKO CVIJIC aprovado.


Prof. Dr. FREDERICO ANDRADE E SILVA


Prof. Dr. JULIO CESAR JOLY


Prof. Dr. SIDNEY SAIN'T CLAIR DOS SANTOS


Prof. Dr. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA


Prof. Dr. AGENOR MONTEBELLO FILHO

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho á minha Mãe. Pelo tudo que me deu. E pelo tudo que não me deu.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu Orientador Professor Dr. Frederico Andrade e Silva por ter acreditado em mim.

A minha família. Aos meus filhos, Andréi e Luka, e a minha esposa Jelena. Obrigado pela presença na minha vida!

Ao Professor Dr. Renato Mazzonetto. De você, eu aprendi o que significa “lutar”!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Lúcio Olivier. Por ter me deixado para escolher.

Ao meu parceiro José Mak. Por ter me ensinado a vencer.

Aos amigos da Pos-Graduação da UNICAMP, pelo tempo que marcou nossas vidas para sempre.

Aos amigos da Straumann Brasil Ltda., que sempre estiveram, estão e estarão comigo.

Obrigado pela força que vocês me deram. Obrigado de coração!

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar o nível de reabsorção óssea em implantes com superfícies física e quimicamente tratadas, carregados com coroas unitárias, inseridos em osso previamente enxertado. Foram avaliadas as imagens digitalizadas das radiografias periapicais de 20 implantes, sendo 10 com superfícies SLA® e 10 com superfícies SLActive® (Instituto Straumann®, Basel, Suíça). Coroas metalocerâmicas foram instaladas doze semanas após a colocação dos implantes no primeiro grupo (SLA) e seis semanas no segundo (SLActive). Radiografias periapicais foram realizadas imediatamente após a colocação das coroas (T0), e aos 3 (T1), 6 (T2) e 12 (T3) meses. Após a digitalização das radiografias, foi medido o Nível Médio de Reabsorção Óssea (NMRO) nos quatro períodos experimentais. Os resultados foram submetidos ao teste ANOVA e Dunnett revelando que o NMRO no grupo SLA variou entre $0,08\text{mm} \pm 0,64$ (T0) a $0,44\text{mm} \pm 0,66$ (T3). No grupo SLActive foi de $-0,05\text{mm} \pm 0,60$ (T0) a $-0,05\text{mm} \pm 0,41$ (T3). A alteração do NMRO não teve valor significativo dentro de cada grupo, porém quando os resultados entre os grupos foram comparados, houve diferença estatística: $0,20\text{mm} \pm 0,70$ (SLA) e $-0,04\text{mm} \pm 0,44$ (SLActive), ($p < 0,05$). De acordo com metodologia empregada, NMRO no grupo SLActive não reduziu em função da carga mastigatória durante doze meses de avaliação.

Palavras-chave: coroa unitária, reabsorção óssea

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the level of bone resorption on implants with physically and chemically treated surfaces, placed in grafted maxillae, and loaded with single crowns. The periapical radiographs of twenty implants, 10 with SLA® and 10 with SLActive® surface (Institut Straumann®, Basel, Switzerland), were digitalized and analyzed. The metaloceramic crowns were installed twelve weeks after placing the SLA implants and 6 weeks after SLActive implants. The periapical radiographs were done immediately after crown installing (T0), 3 (T1), 6 (T2) and 12 (T3) months, afterward. The digitalized images were used to analyze the Medium Level of Bone Resorption (MLBR) in four experimental periods (T0, T1, T2, T3). Using ANOVA and Dunnett tests, the results showed that MLBR varied between 0,08 mm ± 0,64 (T0) to 0,44 mm ± 0,66 (T3) in SLA group. Nevertheless, in SLActive group MLBR measured -0,05 mm ± 0,60 (T0) to -0,05 mm ± 0,41 (T3). The MLBR wasn't significant, however, comparing two groups the difference was significant: 0,20 mm ± 0,70 (SLA) and -0,04 mm ± 0,44 (SLActive) (p<0,05). According to used methodology, MLBR around SLActive implants did not reduce after loading, during the twelve months of evaluation.

Keywords: single crown, bone resorption

S U M Á R I O

1. INTRODUÇÃO	1.
2. REVISTA DA LITERATURA	5.
2.1 - Osseointegração	5.
2.2 - Superfície do Implante	9.
2.3 - Enxerto Ósseo	20.
2.4 - Biomecânica dos implantes	23.
2.5 - Reabsorção óssea precoce	26.
2.6 - Avaliação radiográfica	30.
3. PROPOSIÇÃO	41.
4. MATERIAL E MÉTODOS	43.
4.1 - MATERIAL	43.
4.1.1 - Seleção e adequação da Amostra	43.
4.2 - MÉTODOS	44.
4.2.1 - Enxerto Ósseo (procedimento cirúrgico)	44.
4.2.2 - Instalação dos implantes (procedimento cirúrgico)	45.
4.2.3 - Procedimento Protético	46.
4.2.4 - Obtenção das Imagens Radiográficas	48.
4.2.5 - Digitalização das Imagens Radiográficas	49.

5. RESULTADOS	53.
5.1 - Superfície SLA	53.
5.2 - Superfície SLActive	55.
5.3 - NMRO entre grupos SLA e SLActive	56.
5.4 - NMRO do lado mesial e distal entre grupos SLA e SLActive	57.
6. DISCUSSÃO	59.
7. CONCLUSÃO	67.
REFERÊNCIAS	69.
APÊNDICES	77.
Apêndice 1 – Inventário Clínico	77.
Apêndice 2 – Avaliação Radiográfica	85.
Apêndice 3 – Análise Estatística	88.
ANEXO	107.
Anexo 1 – Certificado	107.

1. INTRODUÇÃO

A problemática da reabilitação de espaços protéticos tem sido resolvida utilizando implantes ósseos integrados (Wennström *et al.*, 2005). O conhecimento científico e biotecnológico a respeito dos implantes vem evoluindo desde sua criação. Praticamente todos os aspectos referentes aos implantes – materiais, forma, volume, componentes protéticos, técnicas cirúrgicas, estão em constante evolução. Um aspecto considerado essencial à osseointegração é a superfície dos implantes, que vem merecendo atenção especial dos pesquisadores, que a modificaram, desde quando os implantes possuíam superfície lisa (Branemark *et al.*, 1969).

A superfície lisa conseguia transmitir as forças compressivas e apresentava pouca resistência à tensão de cisalhamento. Atualmente, a grande maioria das superfícies dos implantes é rugosa, com o objetivo de aumentar o contato entre osso e o implante e diminuir o tempo necessário a osseointegração (Buser *et al.*, 1991; Cochran *et al.*, 1996; Cochran *et al.*, 2002).

A rugosidade da superfície do implante é determinada pela forma e dimensão da ruga. A macroporosidade entre 100 a 500 μ m melhora a interface com o osso e tem sido utilizada em implantes ortopédicos (Schenk & Buser, 1998).

Kilpadi & Lemons (1994) estudaram como a energia da superfície do implante se altera em função do tratamento ou da rugosidade da mesma. Avaliaram 5 tipos de superfícies com rugosidades diferentes (23 e 70 μ m). Enfatizaram que a Tensão Superficial Crítica (TSC) seria o indicador de energia da superfície que dependeria do ângulo de contato ($\text{Cos}=0$) entre o líquido e a superfície. Quando Cos fosse 0=1 ocorreria um maior contato entre o líquido e a superfície, condição que favoreceria uma hidrofília completa. Assim, hipoteticamente, uma carga mais elevada na superfície do implante, aumentaria a hidrofília provocando aceleração na reação que ocorre entre a superfície e o meio biológico, estimulando a diferenciação e a maturação

celular, o que aceleraria a osseointegração. Assim a energia na superfície do implante influenciaria positivamente o seu contato com sangue, após a colocação no leito cirúrgico. Entretanto, se a superfície for exposta ao meio ambiente, seria “contaminada” pelos carbonos e hidrocarbonos, que mudariam a sua composição química, reduzindo a hidrofília (Kasemo & Lusmaa, 1988).

O tipo de material empregado na confecção do implante, a estabilidade primária e a superfície do implante, são fatores que afetam diretamente a osseointegração.

Buser *et al.* (1991), usando análise histomorfométrica, examinaram a resposta óssea ao redor de 6 superfícies diferentes de implantes: E (eletropolidada), SMP (jato de areia com grão médio entre 0,12 – 0,25 μm), SL (jato de areia, grão grande entre 0,25 – 0,50 μm), SLA (*Sand blasted-acid etched-large grit* - jato de areia, grão grande entre 0,25 – 0,50 μm , e ácido HCL/H₂SO₄), TPS (jato de plasma de titânio) e HA (hidroxiapatita). O menor contato com osso foi observado no caso das superfícies Tipo E e do tipo SMP (20 - 25% entre três a seis semanas após a instalação). Na superfície HA obteve-se maior contato (60-70%), porém, foi detectada uma reabsorção constante, promovendo instabilidade. A superfície SLA apresentou um contato ósseo entre 50 e 60%, com trabéculas orientadas perpendicularmente. Embora essa superfície tivesse o tratamento com areia igual à superfície SL, os pesquisadores concluíram que os ácidos, provocaram uma rugosidade secundária, identificada ao microscópio eletrônico, que aumentou o contato com o osso, proporcionando um tempo de osseointegração mais reduzido, de seis semanas e resistência a um maior torque de remoção.

Em 2004, Buser *et al.* afirmaram que a superfície SLActive (*Sand blasted-acid etched-large grit-active*) tem a mesma microestrutura física da SLA e por ser mantida submersa em uma solução isotônica que a protege de contaminação, permanece quimicamente limpa e reativa. A superfície SLA é hidrofóbica, com Dinâmico Ângulo de Contato (DAC) de $138,3^\circ \pm 4,2$, enquanto que na superfície SLActive o ângulo é de 0 grau e tem maior concentração de

oxigênio e titânio ($O=55,0 \pm 2,0 \%$; $Ti=26,5 \pm 0,9\%$) quando comparada com a superfície SLA ($O=44,2 \pm 1,9\%$; $Ti=18,4 \pm 1,6\%$). Esta superfície mostrou ter também menor concentração de carbono ($C=18,4 \pm 2,7\%$) do que a SLA ($C=37,3 \pm 3,4\%$). Os autores concluíram que estas diferenças químicas influenciavam significativamente o contato do osso com o implante, tornando-o maior em um período de 2 a 4 semanas.

Conclusão semelhante foi relatada por Kasemo *et al.* (1988) e Rupp *et al.* (2006). Segundo esses autores, a superfície SLActive tem um DAC de 0 grau que possibilita uma hidrofília extremamente alta. A presença de alta energia na superfície e a ausência de contaminação por carbono e hidrocarbono, possibilita que o tempo de espera necessário para a osseointegração seja reduzido para 3 ou 4 semanas, quando comparado com a superfície SLA que requer um tempo de 6 semanas.

Percebe-se na literatura, tendência para a utilização de implantes com superfície quimicamente tratadas apesar das pesquisas ainda serem recentes.

Segundo Abrahamsson & Berglundh (2009) a reabsorção óssea ao redor do implante tem certa relação com a força que recebe. Assim, a remodelação óssea que ocorre logo após a instalação do mesmo deve ser distinguida da reabsorção, após entrar em função, ou seja, após receber carga mastigatória.

Cochran *et al.* (2009) avaliaram durante cinco anos o motivo de reabsorção ao redor dos implantes. Descobriram que a principal reabsorção ocorre no período entre a sua instalação até a colocação da prótese. Nos períodos consecutivos, de 1 a 5 anos, essas alterações acontecem com menor intensidade. Segundo os autores, a reabsorção óssea que ocorre no período inicial se refere ao trauma durante o preparo do leito cirúrgico.

O método ideal para quantificar a perda óssea ao redor dos implantes ainda é um assunto em discussão. Relata-se desde a utilização de lentes de

aumento (Wennström *et al.*, 2005), método de subtração linear (Bittar-Cortez *et al.*, 2006a), método de subtração digital (Tsiklakis *et al.*, 2005).

2. REVISTA DA LITERATURA

2.1 – Osseointegração

Branemark *et al.* (1969) avaliaram os possíveis fatores que influenciam a estabilidade dos implantes. Preocuparam-se principalmente com as reações precoces e tardias dos tecidos, a natureza do implante, o efeito após a exposição à força mastigatória e a higiene. Utilizaram 90 implantes de Titânio (ATi24 Avesta Jernverk, Suécia) instalados em 12 cães. Após uma estabilidade primária adequada, os pesquisadores aguardaram entre seis e oito semanas para fazer a reabertura e duas semanas para a instalação dos pilares e próteses. A avaliação óssea foi realizada com auxílio de radiografias e análises histológicas. Antes da remoção dos blocos ósseos para avaliação, verificaram o grau da ancoragem dos implantes utilizando um torquímetro, qualificando-a de excelente. Alguns pilares protéticos fraturaram durante a mastigação. A força de cisalhamento variou de 30 a 100kp, com valores maiores verificados na mandíbula. A estabilidade rotacional foi maior de 75kp. Segundo eles, os fatores que determinaram o sucesso dos implantes, foram: as características mecânicas e químicas, e, a superfície limpa e inerte; a inserção integral no osso e o preparo do leito cirúrgico com menos trauma recoberto com gengiva; a remodelação óssea após o carregamento protético e a ausência de inflamação gengival.

Segundo Kilpadi *et al.* (1994) a osseointegração depende de fatores bioquímicos e biomecânicos. Um deles é a hidrofília que influencia a energia da superfície do implante. Avaliaram cinco superfícies: (I) superfície não passiva, polida com rugosidade de 70 μm ; (II) superfície não passiva, não esterilizada, polida, com rugosidade de 70 μm ; (III) superfície passiva, polida, esterilizada com calor seco e com rugosidade de 70 μm ; (IV) superfície passiva, polida, esterilizada com calor seco com rugosidade de 23 μm ; e, (V) superfície passiva, não polida, esterilizada com calor seco e com rugosidade de 23 μm . A Tensão Superficial Crítica (TSC) como indicadora da energia da superfície, foi determinada pelo ângulo de contato ($\text{Cos } \theta$) entre a superfície e

o líquido. O maior contato ocorre no caso do ângulo ser igual a um ($\text{Cos } \theta=1$), ou seja; quando existe a molhabilidade completa. Os resultados mostraram que a TSC não depende da rugosidade da superfície. Por outro lado, os ângulos de contato ao redor da superfície rugosa (V) foram maiores comparando com superfície polida (IV). Assim, os resultados enfatizam que a superfície passiva e tempo de exposição da superfície a temperatura da esterilização, são fatores críticos que aumentam a energia. A energia da superfície do titânio com rugosidade de 23 μm , não foi significativamente diferente daquela com 70 μm . Todas as superfícies avaliadas nessa pesquisa (tratadas ou não tratadas) tinham uma TSC entre 30 a 50 dyn/cm, o que talvez demonstre que o titânio é um metal condutivo para osseointegração, independente do tipo de tratamento da superfície.

Schenk & Buser (1998) enfatizaram que o material do implante, a técnica de colocação, a forma e a superfície do mesmo são fatores essenciais para a osseointegração e que a literatura mostra que a superfície rugosa do implante tem melhor osseointegração do que a superfície lisa. Em decorrência disso, sugeriram a possibilidade de se usar implantes mais curtos. E, no que concerne a região transgengival, tanto os implantes não submersos como os implantes submersos oferecem resultados previsíveis. Porém, observaram que as tendências atuais enfatizam as vantagens dos implantes não submersos, por necessitarem apenas de um ato cirúrgico. Além disso, a forma cilíndrica dos implantes, com roscas adequadamente distribuídas, contribui para o contato com o osso, melhorando a estabilidade primária e conseqüentemente a osseointegração.

Jung *et al.* (2008) fizeram uma revisão sistemática da literatura atual com objetivo de definir uma taxa de sobrevivência de próteses unitárias e detectar a incidência de complicações biológicas e técnicas. Não foi encontrada nenhuma pesquisa randomizada, controlada, comparando os resultados do tratamento com e sem implantes. Foram abordados 26 artigos sobre implantes carregados com próteses unitárias. De 1558 implantes instalados, além de outras complicações, 54 foram perdidos. Trinta (1,9%)

antes do carregamento e 24 durante a função mastigatória. A perda anual após o carregamento foi de 0,28%. A taxa de sobrevivência foi de 96,8% no período de cinco anos e a das próteses unitárias foi de 94,5%. Enfatizaram que todos os estudos usados na revisão foram publicados nos últimos dez anos e um terço deles nos últimos dois anos, mostrando que a utilização de implantes com próteses unitárias ainda é um conceito novo.

Segundo Consolaro *et al.* (2010) o EGF (Fator de Crescimento Epidérmico ou Epitelial) da saliva, bem como o das células epiteliais, estimula a proliferação epitelial peri-implantar e tem início a formação do epitélio juncional peri-implantar. O epitélio juncional peri-implantar ganha mais camadas de células e assume uma conformação semelhante à do epitélio juncional dos dentes naturais. Essa nova conformação do epitélio juncional peri-implantar aproxima-o da superfície osseointegrada, aumentando a concentração local de EGF e em consequência, acelera a reabsorção óssea, tendo início a saucerização.

Chang *et al.* (2010) avaliaram a osseointegração e sucesso da reabilitação com implantes ósseo integrados. Usaram testes biomecânicos, testes pré-clínicos tais como, testes de tensão, testes de desaparafusamento e testes de remoção, e, testes com acessos clínicos como torque de instalação, periotest e ressonância magnética nuclear. Segundo eles, as superfícies dos implantes influenciam na osseointegração, e para melhorar a resposta óssea, implantes são produzidos com diferentes topografias e graus de irregularidade, por exemplo: Lisa-valor Sa <0,5 μm , minimamente rugosa, Sa 0,5 -<1 μm , média rugosidade, Sa 1,0 -<2 μm , rugosa Sa>2 μm . As superfícies classificadas como rugosas e de média rugosidade influenciam na rapidez da resposta óssea diminuindo o tempo da osseointegração. Segundo eles, existem dois fatores principais que influenciam no tecido peri-implantar: a energia da superfície do implante e a distribuição da carga mastigatória. Diminuindo a rugosidade da superfície até o valor médio, aumenta-se a energia da superfície e como consequência ocorre à aceleração da resposta

histológica. Além disso, um baixo nível de carga e stress hidrostático compressivo nas células mesenquimais, estimula a diferenciação celular reduzindo o tempo da osseointegração. Porém, maior força mastigatória, aumenta a pressão hidrostática provocando fibrointegração e hondrogênese.

Ehrenfest *et al.* (2010) avaliaram alguns fatores que influenciam na osseointegração, que do ponto de vista histológico é um processo definido como um íntimo contato entre a superfície do implante e o osso, e, do ponto de vista clínico a estabilidade na posição em que foi instalado dada pela anquiose da superfície do implante com o osso. O trauma natural que ocorre durante a fabricação da loja e instalação do implante, causa estresse nos tecidos. Este estresse libera radicais livres e derivados oxigenados na superfície do implante, que aumenta a camada de dióxido de titânio (TiO_2). Os íons de fósforo e cálcio incorporam-se no TiO_2 , tornando a interação osso/superfície do implante, altamente dinâmica. Por outro lado, qualquer interferência nessa interação pode causar impacto negativo nas características da osseointegração, a peri-implantite, podendo provocar a perda do implante. Atualmente, os implantes são feitos de titânio (grau quatro e cinco) ou de zircônia. O titânio grau quatro (G4Ti) é conhecido comercialmente como puro, tem menos de 1% de impureza de ferro e oxigênio. O grau cinco (G5Ti/Ti-6Al-4V) é uma liga que tem 6% de alumínio e 4% de vanádio, tornando-o mais duro. Os implantes de zircônia são feitos de ytria (Y-TZP ou Y-PSZ). A topografia da superfície é reconhecida por irregularidades apresentadas na forma 2D e 3D. Teoricamente, aumentando-se a rugosidade, aumenta-se o contato com o osso. Porém, como o osso tem processos específicos anabólicos e catabólicos, a sua formação e remodelação necessita de espaço maior que 50 μm na superfície do implante. Por outro lado, a energia da superfície do implante influencia na resposta histológica. Um alto grau de energia aumenta a hidrofilia em relação ao sangue, que se espalha nas micro-rugosidades proporcionando a aderência da fibrina e proteínas na superfície do implante. A nanotopografia superficial, talvez, possa influenciar diretamente a proliferação e diferenciação celular porque a sua característica muda o

comportamento celular. Por definição, todas as superfícies possuem nanotopografia, mas não são todas que possuem nanoestrutura significativa. A nanoestrutura é o tamanho intermediário entre o tamanho molecular e o micrometro, frequentemente definida entre 1 a 100nm. Se as nanoestruturas não forem claramente visíveis (forma, partículas, textura), ou se não forem homogêneas ou repetitivas, a superfície do implante deve ser considerada como nano lisa. O efeito da nanotopografia na resposta biológica, até hoje, é desconhecida para os implantes comercializados. Os estudos atuais são experimentais, enquanto faltarem metanálises.

2.2 – Superfície do Implante

Kasemo *et al.*(1988) estudaram algumas características da superfície dos implantes: a composição, pureza, microestrutura, forma de contaminação e possíveis modificações quando em contato com fluídos e tecidos humanos. Analisaram implantes com superfícies limpas, o porquê e como foram contaminados. E também os vários tipos de tratamentos da superfície. Concluíram que as características da superfície do implante dependem muito da fabricação, manipulação e da sua padronização, porque vão desempenhar as suas funções no corpo humano e que é impossível prever como mudanças nas características da superfície do implante podem afetar a sua função ao longo do tempo.

Buser *et al.* (1991) avaliaram a influência de seis tipos de superfície dos implantes na osseointegração: tipo E (electropolida), tipo SMP (jato de areia com grão médio de 0,12-0,25 μm), tipo SL (jato de areia, grão grande de 0,25-0,50 μm), tipo SLA (jato de areia, grão grande de 0,25-0,50 μm , e ácido HCL/H₂SO₄), tipo TPS (jato de plasma titânio) e tipo HA (hidroxiapatita). Implantes cilíndricos ocós foram colocados nos fêmur e tíbias de porcos. De 3 a 6 semanas foram removidos e analisados histológica e morfométricamente. A análise histológica mostrou contato direto entre o osso e os implantes, mas a análise morfométrica evidenciou uma diferença de percentagem de contato no

osso entre as superfícies de implantes estudadas. O menor contato entre o implante e o osso foi nas superfícies tipo E e do tipo SMP (20 a 25%). O maior contato foi na superfície HA (60-70%). Porém, a superfície tratada com jato de plasma de titânio, mostrou um alto nível de reabsorção no período de avaliação (3 a 6 semanas), perdendo a estabilidade inicialmente atingida. O tratamento da superfície SLA, com jato de areia de grãos grandes (0,25-0,50 μm) e com ácido (HCL/H₂SO₄) produziu uma superfície com rugosidade média, entre 18 a 23 μm e obteve um contato ósseo entre 50 a 60%. Comparando essa superfície com a SL (tratada apenas com jato de areia), perceberam que obteve um contato bem superior (60% versus 35%). Porém não avaliaram se o ácido poderia alterar outras características da superfície, como por exemplo, as propriedades eletroquímicas, que poderiam estimular respostas ósseas. Segundo eles, as superfícies rugosas mostraram maior deposição óssea quando comparadas com as superfícies lisas; o ácido usado para o tratamento pode melhorar a superfície para o contato com osso; e, superfície HA evidenciou maior área de contato com osso, porém, com reabsorção posterior.

As superfícies rugosas mostraram induzir resposta óssea muito superior quando comparadas com as superfícies lisas (Schenk & Buser, 1998), em decorrência do maior contato com o osso que por sua vez melhorou a ancoragem do implante e reduziu o tempo de espera para o carregamento protético.

Cochran *et al.* (2002) compararam implantes SLA do sistema ITI[®]. Segundo os autores, cultura de células e testes com animais demonstraram que a superfície SLA estimula a diferenciação das células ósseas e a síntese de proteínas, além de promover maior contato entre osso e implante, o que influencia no aumento dos valores do torque de remoção durante os testes de contato ósseo. Fundamentados nessas pesquisas, conduziram um estudo prospectivo clínico em seres humanos, com objetivo de determinar se os implantes SLA com diâmetro de 4,1mm poderiam ser usados com segurança e com resultados previsíveis seis semanas após a instalação no osso. O protocolo definiu a redução do tempo de osseointegração para os pacientes

sadios com volume ósseo suficiente, ao redor dos implantes e para os pacientes que apresentaram boa qualidade óssea (de classe I a III) na área operada. Os pacientes com qualidade óssea inferior (classe IV) não foram tratados proteticamente até doze semanas após a colocação dos implantes. Esse estudo se caracterizou como um estudo multicêntrico realizado em quatro países, com acompanhamento de cinco anos. A primeira variável avaliada foi à força de torque de 35 Ncm, sem contra torque, com ausência de dor, e da perda de estabilidade do implante. Parâmetros como ausência de mobilidade, ausência de dor persistente e de infecções, e a radiotransparência ao redor do implante, podem ser considerados como fatores de sucesso. Cento e dez pacientes com 326 implantes foram examinados um ano depois da instalação dos mesmos e quarenta e sete com 138 implantes foram avaliados após dois anos. Três implantes foram perdidos antes de colocação do pilar. As próteses foram instaladas em 307 implantes com o tempo de osseointegração reduzido. A taxa de sucesso para esses implantes foi de 99,3% com tempo médio de 49 dias de início do carregamento. A análise *life table* demonstrou uma taxa de sucesso de 99,1% para 329 implantes após um ano e para 138 implantes após dois anos. Esses resultados demonstraram que sob condições definidas, os implantes ITI com superfície SLA podiam ser carregados proteticamente após aproximadamente seis semanas e com um aperto do pilar de 35 Ncm, com sucesso previsível.

Segundo Albrektsson *et al.* (2004) a qualidade da superfície do implante pode ser dividida em 3 categorias: 1) características técnicas, 2) topografia e 3) características físico-químicas. Avaliaram cada aspecto separadamente, mesmo sabendo que a mudança em um pode alterar as características dos outros e com isso influenciar a osseointegração. As características físicas se referem à energia da superfície e à carga. Os implantes com energia de superfície alta podem teoricamente, melhorar a osseointegração, pois estimulariam proteínas que formam uma camada primária sobre a superfície dos implantes. O método utilizado para analisar a energia da superfície foi a medição do ângulo de contato, que identifica se a superfície do implante é

hidrofóbica ou hidrofílica. As propriedades químicas poderiam ser o foco principal das futuras pesquisas cujo objetivo seria analisar a superfície dos implantes.

Buser *et al.* (2004) demonstraram que a composição química na superfície do implante pode influenciar a osseointegração. Utilizaram em *mini pigs* implantes com superfícies topográficas iguais, mas quimicamente diferentes: Superfícies SLA e superfícies SLActive (também ainda chamada de SLA modificada) estas últimas fabricadas em ambiente rico em nitrogênio e submersas em solução de NaCl, na ausência de oxigênio, de carbono e hidrocarbonetos. Duas semanas após, os resultados mostraram que ocorreu um contato muito maior do osso com a superfície SLA modificada, principalmente no osso tipo II (49,30%), em comparação com a superfície SLA (29,42%). Na quarta semana detectou-se o contato de 81,91% (SLA modificada) e 66,57% (SLA). Concluíram que a superfície SLA modificada aumentava a osseointegração no período compreendido entre 2 a 4 semanas após de instalação dos implantes.

Rupp *et al.* (2006) ressaltaram que implantes com superfície SLA, obtinham um tempo de osseointegração reduzido, quando comparados com outros tipos, contudo constataram que a alta hidrofobia detectada, provavelmente diminuiria o contato da superfície do implante com o meio biológico. Quando modificaram o tratamento químico dos implantes SLA, eles detectaram significativo aumento da energia em suas superfícies com considerável hidrofília (Dinâmico Ângulo de Contato é 0° quando comparado com $139,9^{\circ}$ da superfície SLA). Estas condições foram obtidas fabricando-se os implantes em meio ambiente rico em nitrogênio, preservando-os da contaminação pelo ar com carbono e hidrocarbono e acondicionando-os em solução de NaCl.

Segundo Abrahamsson & Berglundh (2009) avaliaram a reabsorção óssea nas superfícies dos seguintes implantes: Straumann (SLA e TPS), 3I (Ossotite), MKII Nobel Biocare (superfície lisa) e AstraTech (TiOblast).

Concluíram que a reabsorção óssea ao redor do implante tem certa relação com a intensidade da força mastigatória que o mesmo recebe. Assim, a reabsorção óssea que ocorre logo após a instalação deve ser distinguida da reabsorção que pode ocorrer após o implante receber a prótese e entrar em função. Além disso, a superfície do implante, a sua forma, o sistema do implante em si, podem também influenciar a reabsorção óssea. Os pesquisadores avaliaram pesquisas com ≥ 3 anos de acompanhamento e os resultados mostraram não existir diferença estatística com relação a preservação da margem óssea ao redor das diferentes superfícies dos implantes e nenhum sistema de implantes foi superior ao outro. Afirmaram ainda, que a micro rosca poderia melhorar a osseointegração.

Bornsetin *et al.* (2010) avaliaram 56 implantes Straumann, com superfície SLA modificada, localizados na região posterior da mandíbula e carregados com prótese unitária provisória 21 dias após as suas instalações. Seis meses após, foi feito o aperto definitivo dos pilares, com torque de 35 Ncm e cimentação das próteses definitivas. Além de outros parâmetros, avaliaram a distância entre a plataforma do implante e o contato mais coronal com o osso e o implante (DIB) durante um período de três anos. Dos 56 implantes, dois perderam estabilidade no momento da troca dos cicatrizadores. No período de três semanas após a instalação dos implantes, a distância média entre a plataforma do implante e o contato mais coronal com o osso foi de 2,43 mm nos 54 implantes. Foram detectados 2,67 mm no primeiro ano de avaliação, 2,55 mm após três anos. A alteração média do nível ósseo no período do experimento foi de 0,12 mm. Além disso, compararam também implantes com superfícies SLA e SLA modificada e não encontraram diferença significativa do DIB.

Cvijic *et al.* (2010) avaliaram a resposta óssea em 20 implantes, dez com superfície SLA (grupo controle) e dez com superfície SLActive (grupo teste). O pilar foi apertado com força de 35 Ncm após seis (grupo teste) e doze semanas (grupo controle). As radiografias periapicais foram feitas imediatamente após a colocação de implantes, após o aperto do pilar, e três

meses com a prótese unitária definitiva em função. A taxa de sobrevivência no grupo controle foi 100%, enquanto no grupo teste foi 80%. Nível de reabsorção óssea foi 0,192 mm (grupo controle), comparando com 0,106 mm (grupo teste).

Schwarz *et al.* (2010) avaliaram histomorfometricamente em doze cães, a regeneração óssea ao redor de implantes com superfície SLActive. Defeitos ósseos com diferentes dimensões foram criados e tratados com e sem auxílio da técnica da Regeneração Óssea Guiada (ROG) com enxerto sintético Bone Ceramic® (BC) e membrana hidrogenal (PEG). Na primeira fase, dos dois lados da mandíbula e maxila foram extraídos segundo, terceiro e quarto pré-molares, e, primeiro e segundo molares. Na segunda fase, três meses após, foram criados quatro defeitos padronizados (altura H1=2, H2=4, H3=6 e H4=8 mm) do lado vestibular dos dois lados da mandíbula. Na terceira fase, quatro semanas após, nos defeitos ósseos criados na fase anterior, foram instalados implantes com superfície SLA modificada. Noventa e seis implantes foram instalados. Os animais foram sacrificados após duas e oito semanas. No defeito H1, oito semanas após a colocação dos implantes, a análise histomorfométrica mostrou valores significativos para a altura óssea e preenchimento linear ($p < 0,05$) no grupo controle (sem ROG). Em geral, nos quatro defeitos criados (H1, H2, H3, H4) tanto no grupo com ROG quanto no sem, ocorreu aumento na altura, no preenchimento linear e onde foi colocado o BC e com aumento em mm^2 da área regenerada. Nos defeitos H2, H3 e H4, duas e oito semanas após, não foi detectada diferença significativa entre os grupos. O grupo em que foi utilizado a ROG, em geral, mostrou maiores valores para a área regenerada, porém sem diferença estatística significativa. Os autores sugeriram que talvez a chave biológica fosse o coágulo em relação à superfície SLActive que influenciaria a reparação óssea, quando comparado com o enxerto ósseo sintético utilizado.

Em estudo unicêntrico retrospectivo, Simonis *et al.* (2010), avaliaram 162 Implantes Straumann com superfície TPS. Vinte e um pacientes, com 31 implantes, não participaram da pesquisa até o final, e foram excluídos. Desse

número, 33 implantes foram instalados na região anterior da maxila, e 36 na região posterior e 65 na mandíbula (14 na região anterior e 51 na posterior). Seis implantes (4,6%) foram de 6,0 mm de comprimento, 18 (13,7%) de 8,0 mm, 63 (40,1%) de 10 mm e 44 (34%) de 12 mm. Entre três e quatro meses após a instalação foram confeccionadas próteses fixas unitárias. O momento da instalação das próteses foi considerado o tempo inicial para a realização das medidas. A avaliação foi feita até 16 anos após a instalação das próteses. Foi detectada reabsorção óssea média de $2,2\text{mm} \pm 3,4$ do lado mesial e $2,3\text{mm} \pm 3,4$ do lado distal. A taxa de sobrevivência foi de 89,23% dos 131 implantes. A taxa cumulativa foi 82,84% até 16 anos de avaliação.

Bosshardt *et al.* (2011) fizeram avaliação morfométrica e morfológica da osseointegração na superfície de implantes SLA e SLActive. Em vinte e oito voluntários foram instalados 49 implantes. Após sete, quatorze e vinte e oito dias os implantes foram removidos. As análises histológicas avaliaram o contato entre o implante e osso (CIO), a quantidade do osso existente (OE), a quantidade de osso novo (ON) e fragmentos ósseos. Os resultados mostraram que todos os implantes foram parcialmente cobertos com fragmentos e o novo osso foi identificado sete dias após a instalação dos implantes. Foi detectado um aumento gradual do ON, enquanto OE, tecido mole (TM) e resíduos ósseos (RO) diminuíram com o tempo. O ON foi maior na superfície SLActive em duas e quatro semanas, porém não foi estatisticamente significativo. As duas superfícies atingiram 62% de CIO após 42 dias. Fragmentos ósseos tem certa influência na resposta do tecido ósseo após o preparo do leito cirúrgico e ele foi identificado em todas as superfícies dos implantes. Na segunda semana, a quantidade de fragmentos variou entre 27 a 35%, na sexta semana 2 a 3% da superfície foi coberta, provavelmente por causa dos osteoclastos. Segundo os autores, fragmentos ósseos contém um fator de crescimento, porém não se sabe como contribuem para a formação de novo osso, principalmente na superfície SLActive.

Segundo Ehrenfest *et al.* (2011) cada superfície de implante pode ser definida com o código que a caracteriza. Esse código descreve a composição

química (tipo de material), as modificações químicas e bioquímicas, as características morfológicas da superfície e no final as informações sobre a morfologia geral da superfície do implante. Descreveram 14 superfícies de implantes e estabeleceram a identificação (ID) de cada superfície. Uma das superfícies avaliadas foi a SLActive. Esta superfície é tratada com jato de areia e ácido e em seguida armazenada em uma ampola contendo soro fisiológico. Além do NaCl, foram detectados fluoretos, potássio, cálcio e fosfato. A microtopografia da superfície SLActive, foi classificada como de rugosidade média. Quando o implante está fora da ampola protetora, a solução seca rapidamente, deixando os agregados de NaCl e uma significativa nano textura. Porém, a morfologia é bastante heterogênea. Como várias superfícies tinham essa característica, os pesquisadores enfatizaram que essa morfologia poderia ser considerada comum. Assim, a homogeneidade da superfície passa a ser relativa, principalmente no caso em que falta a característica chave nas regiões da superfície (Osseospeed com resíduos de jateamento), quando os cristais não podem ser controlados (superfícies SLActive e NanoTite) ou quando a superfície estiver coberta com várias partículas poluídas (superfícies Ankylos e Tekka). Nesse sistema de qualificação isso se torna parâmetro qualitativo e não quantitativo.

Lang *et al.* (2011) avaliaram superfícies de implantes e o seu contato com o osso. Levantaram dados atualizados, mostrando a evolução das superfícies e as suas influências sobre a osseointegração. Eles compararam o nível e a taxa de osseointegração entre as superfícies SLA (superfície hidrofóbica) e SLActive (quimicamente modificada e hidrofílica), ambas com a rugosidade média. Vinte e um pacientes receberam estes implantes nos dois lados na região retromolar. Os implantes foram removidos sete, quatorze, vinte e oito e quarenta e dois dias após, junto com o osso aderido a superfície para em seguida, avaliar histologicamente a quantidade de contato direto com o osso e histometricamente o espaço tecidual (proporção do tecido mole, osso velho, osso novo). Nos casos em que os implantes foram removidos depois de sete dias, não foi identificada nenhuma diferença entre os dois tipos de

superfície. Quatorze dias depois da cirurgia, verificou-se um aumento do contato entre a superfície do implante e o osso, porém sem diferença estatística significativa entre as duas superfícies. No terceiro período de avaliação, quatro semanas após a instalação dos implantes, o contato entre implante e osso foi de 32,4% na superfície SLA, enquanto que na superfície SLActive foi de 48,3%, significativa ($p=0,033$) do ponto de vista estatístico. Aos quarenta e dois dias, o contato com o osso foi de 62%, sem diferença significativa. Segundo os pesquisadores, esse resultado mostrou certa vantagem para a superfície SLActive no primeiro mês após instalação do implante. Porém, eles também enfatizaram que o contato entre o implante e o osso não é o único parâmetro que influencia o tempo de espera após a instalação. O osso trabeculado ao redor do implante, densidade das estruturas ósseas e espessura da camada óssea também contribuem para a retenção mecânica.

Mardas *et al.* (2011) estudaram em coelhos, a osseointegração na superfície de implantes com superfície SLA e SLActive, instalados em osso com osteoporose induzida e submetido a Regeneração Óssea Guiada. Os animais foram divididos aleatoriamente em três grupos. No primeiro, com doze animais a patologia não foi induzida e o grupo foi designado controle. Os outros dois grupos, com 24 coelhos foram induzidos à osteoporose experimental e doze deles receberam 10 mg de alendronato de sódio. Após o sacrifício dos animais, os implantes foram removidos, o osso nas superfícies foi avaliado histomorfometricamente e os resultados comparados, utilizando o teste ANOVA. Os autores afirmam que em superfícies osseocondutivas existe a possibilidade de não apenas ocorrer à regeneração óssea, mas também a osseointegração do osso *neo* formado. Durante quatro meses de avaliação foi encontrado um osso trabecular mais denso e osso neo formado mineralizado na superfície SLActive em todos os grupos, com exceção do grupo O_{120d} (animais com osteoporose com recuperação tardia, sacrificados 120 dias após a cirurgia) e do grupo C_{30d} (animais sem a patologia com recuperação precoce,

sacrificados 30 dias após a cirurgia) em que os resultados foram melhores ao redor da superfície SLA.

Markovic *et al.* (2011), por meio de Análise de Ressonância (AR) avaliaram a resposta óssea ao redor da superfície SLActive. Quarenta e dois implantes Straumann, 4.1x10mm SLActive, foram instalados no mesmo ato cirúrgico do levantamento não traumático do seio maxila. Quarenta foram envolvidos na pesquisa e seus Coeficientes de Estabilidade (CE) foram registrados. Seis semanas após, os implantes que estavam com o CE maior que 65 foram reabilitados. Os implantes foram avaliados clinicamente durante dois anos seguidos. O menor CE (47) foi encontrado no momento da instalação e o maior (78) foi detectado seis semanas após. Os autores concluíram que os implantes com superfície SLActive podem ser reabilitados proteticamente em menor tempo, desde que o seu CE seja adequado e conferido com a AR.

Rupp *et al.* (2011) avaliaram o comportamento e a topografia de nove superfícies de implantes molhadas rugosas e isotópicas, utilizando o método tensiométrico de eletrobalanço por meio de microscopia eletrônica. Os implantes tinham entre 8,0 e 14,0 mm de comprimento e 4,0 a 4,5 mm de diâmetro. Foi avaliado o pico, a rosca e o molhamento dos implantes. Este último por meio do Dinâmico Ângulo de Contato (DAC). Os resultados mostraram que a altura das roscas ficou entre 284,0 μm (GSII, Osstem) e 486,0 μm (XiVE S Plus, Dentsply Friadent) enquanto os picos entre 521,0 μm (GSII, Osstem) e 1,295 μm (SLActive, Institut Straumann). A tensão de molhamento dos implantes, com exceção das superfícies SLActive, mostrou histerese. O DAC mediu de 0° nas superfícies dos implantes SLActive do Institut Straumann e até 138° na superfície dos implantes OsseoSpeed. A hidrofílica com DAC menor que 90° foi encontrada nas superfícies SLActive, TIACTIVE e GSII. A hidrofobia com DAC maior que 90° foi detectada nas superfícies OsseoSpeed, MKIII TiUnite, SLA, Screw Promote, XiVE S PLUS e Certain NanoTite. A superfície SLActive, além de não mostrar nenhuma histerese durante o molhamento, apresentou grande hidrofília durante o

contato inicial com água. As microestruturas entre SLA e SLActive foram idênticas, porém a diferença principal foi entre DAC (0° versus 124°). Essa diferença química é responsável pela natureza hidrofílica da superfície SLActive e hidrofóbica da superfície SLA. Assim, a superfície hidrofílica do implante pode favorecer maior contato com o sangue e o coágulo.

Zambon et al. (2011) avaliaram histologicamente o efeito do carregamento funcional e o contato da superfície hidrofílica de implantes, instalados na região de defeito ósseo regenerado com e sem auxílio da regeneração óssea guiada (RGO). Extrações de dentes e defeitos ósseos crônicos feitos propositalmente com cinzel foram realizadas em doze *mini pigs*. Três meses após extração, nos rebordos com espessura reduzida, foram instalados quarenta e oito implantes (Bone Level, SLActive, Instituto Straumann AG, Basel, Suíça) medindo 4,1 x 8,0 mm. Esses implantes foram instalados ou nos defeitos previamente criados (defeitos crônicos) ou nos defeitos agudos (criados no momento de instalação dos implantes - quatro implantes por animal). Os animais foram divididos em três grupos com diferentes procedimentos realizados: com 12 implantes em que o defeito foi tratado com auxílio RGO e enxerto de cálcio-fosfato da Straumann Bone Ceramic; com doze implantes em que o defeito foi tratado com auxílio da RGO utilizando o Bone Ceramic e Membragel do Instituto Straumann AG, Basel, Suíça; e, com doze implantes em que o defeito não foi tratado com RGO. Passados seis meses da extração dos dentes e criação dos defeitos ósseos foram instalados os implantes, e, três meses após os sítios foram cirurgicamente reabertos. Por meio de uma sonda periodontal UNC 15, foi medida a distância entre o ombro do implante e o primeiro contato com o osso. Em seguida, usando a metodologia da “boca dividida”, de um lado foi colocado o cicatrizador mais alto e o implante não recebeu carga funcional. Do lado oposto da boca foi colocado um pilar de 8,0 mm de altura para dar carregamento ao implante. Cinco meses após a colocação dos implantes, os animais foram sacrificados, as biópsias realizadas, as amostras cortadas no sentido buço lingual e avaliadas no microscópio com aumento de 10 a 40

vezes. A distância média entre o ombro do implante e o primeiro contato com o osso não foi estatisticamente diferente entre os grupos ($p=0,91$), nem mesmo comparando o grupo com e sem a carga funcional ($p=0,25$). A tendência de valores maiores foi detectada no grupo sem carregamento funcional, menos no grupo que recebeu membrana e osso cerâmico onde os valores foram maiores no caso do carregamento funcional. Todas as medidas lineares mostraram que a carga funcional possivelmente influencia na formação do novo osso e contato entre o osso e implante. Porém, quando o defeito foi tratado com enxerto de osso cerâmico e membrana, há indícios que o carregamento influenciou negativamente na formação óssea e na osseointegração. Em cada grupo foi avaliada a superfície coberta com osso e enxerto, e, no primeiro e segundo grupo foram obtidos resultados semelhantes (14,6 e 13,9 mm²), mas no terceiro grupo em que não foram utilizados a RGO, os resultados obtidos foram inferiores. Os resultados mostraram que os implantes SLActive, apresentavam contato íntimo com o osso lamelar maduro que recobria as suas superfícies. Ficou demonstrado a existência de estabilidade do nível ósseo e da osseointegração em si, após o carregamento funcional num prazo curto. Independentemente do carregamento, a osseointegração ocorreu na superfície de implantes SLActive instalados em defeitos ósseos, mesmo sem a utilização de enxertos.

2.3 – Enxerto Ósseo

Algumas pesquisas buscaram estudar o sucesso de implantes em áreas enxertadas comparando-as com áreas de livre de enxerto.

Nos casos de espessura óssea deficiente, uma possível reconstrução poderia ocorrer por meio da Regeneração Ósseo-Guiada (ROG), para aumentar o volume ósseo e melhorar a nutrição sanguínea ao redor do implante, visando à longevidade da reabilitação protética (Nevins *et al.*, 1998).

Mayfield *et al.*, 1998 avaliaram a taxa de sobrevivência e sucesso de implantes e concluíram não haver diferença significativa entre implantes instalados em região enxertada quando comparados com os instalados em região sem enxerto pela técnica da ROG. Referiram-se ainda, que o nível de perda óssea foi igual nos grupos controle e teste.

Hammerle *et al.* (2002) revisaram a literatura com objetivo de avaliar a taxa de sobrevivência, a taxa de sucesso e o nível de reabsorção óssea progressiva em implantes instalados em área enxertada pela técnica da ROG e reabilitados proteticamente, após no mínimo doze meses da instalação. Concluíram que a taxa de sobrevivência dos implantes variaram entre 79-100%, enquanto a maioria das taxas foi maior que 90% após um ano em função, bem próximo à taxa de sobrevivência dos inseridos na região sem ROG. Entretanto, enfatizaram a falta de estudos randomizados e controlados na literatura.

Jemt (2005) em oito casos tratados com auxílio da técnica da ROG observou alterações na tábua óssea vestibular da região anterior superior da maxila enxertada em bloco e contendo implantes com cinco anos em função. Vinte e sete semanas após o enxerto foram inseridos implantes MK II ou standard Branemark System. Radiografias periapicais foram usadas para avaliação do nível ósseo e realizadas: imediatamente após a instalação da prótese, após o primeiro, o terceiro e quinto ano com a prótese em função. No momento da entrega da prótese, o nível médio ósseo foi de 1,2 mm (DP 0,40 mm). No primeiro e quinto ano o nível médio ósseo foi de 1,4 mm (DP 0,58 mm) e de 1,5 mm (DP 0,56 mm) respectivamente. A perda óssea após cinco anos foi entre 0,0 e 1,7 mm. A tábua óssea vestibular mostrou comportamentos diferentes após ROG e instalação da prótese. Apesar de que todos os pacientes logo no início tenham apresentado aumento do volume da tábua óssea, o que foi esperado por causa do enxerto colocado na região vestibular, três pacientes (38%) perderam todo esse volume até o dia da inserção do pilar. Além disso, a redução de volume ósseo foi mais acentuada na região apical do que na região coronal. Os pesquisadores relataram que a

região enxertada mostrou diferentes comportamentos de remodelação, dificultando a padronização dos dados.

Von Arx & Buser (2006) avaliaram a reabsorção do enxerto ósseo em bloco, cirurgicamente colocado em um rebordo alveolar atrófico conjuntamente com um substituto ósseo inorgânico de origem bovina, cobertos com membrana de colágeno. Foram tratados 42 pacientes com enxertos ósseos retirados da região retromolar ou da sínfise do mento. Antes da fixação com parafusos de cada bloco, a espessura do rebordo atrófico foi medida com um paquímetro. Após a colocação de cada enxerto, nova medida da espessura óssea foi realizada. A avaliação foi realizada após três e cinco meses. O valor médio da espessura do rebordo antes do enxerto foi de 3,06 mm e depois do enxerto de 8,02mm. Aproximadamente 5,8 meses depois, o rebordo mediu 7,66 mm e nele foram instalados os implantes. O valor médio da reabsorção óssea foi 0,36 mm, que correspondeu 7,2% da espessura logo após a fixação dos blocos no rebordo. Os pesquisadores concluíram que a utilização do enxerto ósseo em bloco junto com osso inorgânico, cobertos com membrana de colágeno, é uma técnica cirúrgica previsível para aumentar horizontalmente o rebordo alveolar.

Meijndert *et al.* (2008), fizeram um estudo controlado comparando os resultados de implantes colocados em área enxertada e reabilitados com próteses unitárias. Nesse estudo foram utilizados 93 pacientes, com ausência de um dente na região anterior da maxila. Os enxertos ósseos foram feitos utilizando três técnicas diferentes: enxerto em bloco ósseo extraído da região mentoniana; o mesmo procedimento do mesmo local com bloco coberto com membrana Bio-Guide®; e, enxerto artificial, Bio-Oss®, coberto com membrana Bio-Guide®. Os implantes foram instalados três (grupo 1 e 2) e seis meses (grupo 3) após os enxertos terem sido colocados, e, reabertos seis meses depois. Os implantes receberam próteses unitárias provisórias e um mês depois, as próteses definitivas, aparafusadas. As radiografias foram tomadas antes da colocação dos enxertos ósseos, antes da instalação dos implantes, um e doze meses após a fixação das coroas definitivas. As medidas dos níveis

da gengiva e do osso foram realizadas duas vezes, obtendo-se o valor médio. Dois implantes foram perdidos (2,2%) no grupo três e a taxa de sobrevivência foi de 97,8%. A perda média de osso após um ano com a prótese em função foi $0,14\text{mm} \pm 0,63$. Comparando com outros estudos semelhantes esse valor foi menor, e isto poderia ser explicado pela região onde os implantes foram inseridos, a qualidade do enxerto, o desenho do implante e a extensão do espaço biológico. Porém, o que também pode ter influenciado foi o tipo de superfície do implante, o seu diâmetro, a técnica cirúrgica e a forma cervical da restauração protética.

2.4 – Biomecânica dos Implantes

Cochran (2000) em uma revisão sobre os princípios biomecânicos na implantodontia estudou a resposta histológica da gengiva e do osso ao redor dos implantes do tipo TPS e SLA da ITI[®], em função do pescoço polido, e corpo rugoso. Enfatizou o papel dos implantes de um estágio (implantes não submersos), que possuem o componente protético localizado na altura gengival. O tecido epitelial adere ao pescoço polido do próprio implante e o nível ósseo não se altera. Já nos implantes de dois estágios, devido ao micro espaço localizado no nível ósseo, que representa uma porta aberta para bactérias, pode causar reabsorção óssea. Além disso, o componente protético que se localiza no nível ósseo, impede a aderência do tecido conjuntivo, que procurando seu próprio espaço provoca reabsorção óssea e se posiciona abaixo do micro espaço.

Naert *et al.* (2002a) em uma avaliação longitudinal, verificaram o sucesso de próteses implanto-suportadas, comparando coroas unitárias com pontes fixas. Nessa pesquisa foram utilizados 1956 implantes (270 implantes para coroas unitárias e 1686 para pontes fixas). O período de observação foi 16,5 anos (média 5,5 anos). Eles enfatizaram que quanto menor comprimento do implante, maior a chance de perda do mesmo ($p < 0,001$). Foi relatado que a

redução de 1,0 mm no comprimento de implante, aumentava o risco de perda 0,16 vezes. Os implantes menores de 10,0 mm tinham taxa de sobrevivência de 81,5%.

Clayman (2006) mostrou os resultados dos 41 implantes Branemark, colocados em oito pacientes, na região da maxila atrófica, previamente tratada com enxertos ósseos retirados da região da crista ilíaca. Os pacientes foram avaliados no período de 24 a 154 meses após a instalação da prótese. Dos quarenta e um implantes, trinta e quatro (82,9%) foram mantidos até o final do período planejado para avaliação. A perda dos mesmos ocorreu ou no momento do aperto do pilar com a prótese ou após a incidência da carga funcional. Segundo o pesquisador, a perda dos implantes ocorreu em virtude do comprimento de sete milímetros e não por causa de fatores ósseos.

Mesmo que implantes ósseointegrados tenham alta taxa de sucesso, existem complicações biológicas e técnicas que afetam o resultado final. Um possível motivo dessas falhas são forças oclusais inadequadas causando sobrecarga, ou forças não axiais. O que dificulta a previsibilidade é a condição de avaliar a direção e o tamanho da carga inadequada. Não existem dados que determinem o momento em que fase a remodelação finaliza, e se inicia a reabsorção óssea. Existem hipóteses de que a resposta óssea à carga mastigatória depende da genética, e assim, pode variar entre os pacientes. Blanes *et al.* (2009) fizeram uma revisão sistemática sobre as complicações biológicas e técnicas, frisando a relação entre o comprimento da coroa e o comprimento do implante (C/I). Incluíram em seus estudos *cochorte* randomizados, controlados, em um período de ≥ 4 anos de avaliação longitudinal, em pacientes com próteses unitárias ou pontes fixas. O que chamou atenção foi à heterogeneidade entre os estudos, no que diz respeito ao delineamento, metodologia, coleção de dados e apresentação dos resultados de forma inadequada. Os dados escolhidos para análise foram descritivos. O estudo avaliou quarenta e um trabalhos, sete para análise do texto completo. Apenas dois artigos tinham critério de inclusão e exclusão de acordo com as necessidades estabelecidas. Esses dois artigos somaram 454

implantes que foram avaliados segundo a relação C/I. Os resultados mostraram 94,1% de taxa de sobrevivência para implantes com relação $C/I > 2$. Esses implantes somaram 26% (51 implantes) de todos instalados. No que concerne a Influência da relação C/I na perda óssea cortical, os autores relataram que dois estudos mostraram resultados parecidos: um referente ao nível de reabsorção óssea, mas não definiu a relação entre a coroa e o implante. O outro mostrou maior reabsorção no caso dos implantes com menor relação entre C/I. A Influência da relação C/I na complicação técnica, num dos estudos foi de 83% nos implantes reabilitados com relação C/I entre um e dois. Porém, ocorreram 7,8% de afrouxamentos e 5,2% de fratura de cerâmica, e, um implante foi perdido. Infelizmente os autores não conseguiram definir se essas falhas aconteceram nos casos com relação C/I maior ou menor.

Segundo Hsu *et al.* (2007), as forças oclusais criam stress e impacto no conjunto implante/prótese, que possivelmente pode causar não apenas a fratura do conjunto mas também a remodelação óssea ao redor dos implantes. A interação entre os fatores mecânicos e biológicos é o ponto crítico para a identificação de cargas oclusais inadequadas, que causam perda óssea. As forças oclusais quase sempre criam forças verticais e transversais também. Estas causam no osso um estresse maior do que as forças axiais. Por exemplo, no caso do incisivo central, a direção da força mastigatória tem 12 graus em relação ao plano frontal, o que significa que a força lateral pode influenciar na estabilidade do implante instalado nessa região. Os pesquisadores avaliaram a distribuição do estresse e o impacto no osso ao redor dos implantes colocados na região anterior da maxila, utilizando dois tipos de osso e três tipos de forças não axiais. Utilizando o programa Pro/Engineer 2000i; Parametric Technology, Needham, MA, foi simulado um segmento anterior da maxila com implante instalado e carregado com prótese unitária. A média da espessura do osso cortical foi 1,0 mm, o tamanho do implante foi de 3,75 x 13,0 mm, instalado na região do incisivo central, com a coroa de 10,0 mm de comprimento, 9,0 mm de largura méso-distal e 6,7 mm de espessura vestibulo-palatina. A coroa foi posicionada no pilar de 6,0 mm de

altura. Em seguida foi aplicada uma força de 178N no centro do pilar. O modelo da pesquisa foi criado com seis condições, variando o módulo de elasticidade no osso esponjoso e com três diferentes forças não axiais. Os resultados mostraram que comparado com osso esponjoso, o estresse principal foi observado no osso cortical, do lado vestibular do pescoço do implante. Para os modelos com alta densidade óssea, o maior estresse foi de 11MPa, 44MPa, e 76MPa para forças em ângulos de 0, 30 e 60 graus, respectivamente. Para densidade óssea baixa, o maior estresse mediu 16MPa, 53MPa, e 88MPa para forças nas mesmas angulações. O estresse foi significativamente maior no caso das forças não axiais do que nas axiais. Para cada 30 graus de aumento do ângulo da força, o estresse aumentava três a quatro vezes no osso cortical, quando comparado com o osso axial. No caso do osso esponjoso, sob mesmos ângulos de força, o maior estresse foi maior do que no osso com alta densidade, enquanto nesse tipo de osso o estresse aumentava junto com o ângulo da força. Comparando dois tipos de osso, o estresse foi mais concentrado na maior área do ápice do implante no osso esponjoso. Na coroa instalada no implante, as forças não axiais causaram estresse não apenas na parte oclusal, mas também na interface entre implante e coroa. A distribuição do estresse na interface entre osso e implante parece que varia menos e é menor sob força axial, e, no caso da força não axial o estresse foi mais concentrado do lado palatino e labial do pescoço do implante, no osso cortical.

2.5 – Reabsorção Óssea Precoce

Um estudo prospectivo, longitudinal, feito por Adell *et al.* (1986) para avaliar as reações do tecido marginal ao redor dos implantes ósseointegrados, utilizando 16 pacientes que receberam 95 implantes. O momento de entrega da prótese foi definido como T0. Outros períodos de observação por dois avaliadores foram realizados aos 6, 12, 21, 30 e 39 meses após a entrega das próteses. Os parâmetros clínicos examinados foram a presença da placa,

gingivite, profundidade do sulco, presença e/ou ausência de gengiva queratinizada e a distancia entre a prótese fixa e gengiva. Os parâmetros radiográficos avaliados foram o nível da reabsorção óssea marginal, alteração do nível ósseo ao redor do implante e qualidade do osso ao redor do implante. Os pesquisadores avaliaram uma amostra da microbiota subgengival e também fizeram biópsia do tecido mole e duro ao redor do implante. Os resultados radiográficos mostraram valor médio de reabsorção óssea de 0,9 mm \pm 0,3 no primeiro ano e 0,05 mm \pm 0,3 por ano, durante dois anos de avaliação. No dia de entrega da prótese a reabsorção óssea mediu 0,0 mm, seis meses depois foi de 0,79 mm \pm 0,3 e após 12 meses foi 0,89 mm \pm 0,3. Eles não encontraram diferença significativa entre os resultados na maxila e na mandíbula. Com o tempo, perceberam maior perda óssea no lado distal na maxila.

Lekholm *et al.* (1986) em estudo retrospectivo avaliaram as características do tecido ósseo ao redor do implante. Eles deram continuidade ao estudo de Adell *et al.* (1986). Mediram radiograficamente o osso ao redor dos implantes, que foram divididos em dois grupos: no grupo A, as radiografias iniciais foram feitas no dia de conectar o *abutment* e um ano com a prótese em função; e no grupo B preservação após o primeiro. O valor médio da reabsorção óssea no primeiro ano foi 0,24 mm \pm 0,24 , no grupo A, e, de 0,07 mm \pm 0,07 no grupo B. Os pesquisadores justificaram que perda óssea precoce (no primeiro ano) foi em decorrência da remodelação óssea, do trauma cirúrgico e da carga mastigatória após a reabilitação protética.

Em uma revisão da literatura sobre o trauma, como possível causa da reabsorção óssea ao redor dos implantes (Tehemar, 1999) foi enfatizado em apontar o papel de fricção da broca cirúrgica causando aquecimento ósseo no leito cirúrgico. O tamanho da zona de necrose ao redor do leito cirúrgico é diretamente proporcional ao aquecimento e que o aquecimento durante a perfuração óssea desloca os minerais de hidroxiapatita causando deformação microscópica. A pressão da broca, a pressão manual baixa, até 2 kg deve ser aplicada durante todo o tempo da perfuração do leito cirúrgico, com objetivo de

evitar superaquecimento. A velocidade da perfuração com uma sequência de brocas deve ser de 20 000 rpm, com objetivo de fixar mini placas, enquanto para leito do implante é aconselhável utilização de sequência de brocas com diâmetros crescentes. A perfuração intermitente ou contínua impede o resfriamento do osso e a penetração do soro fisiológico. Além disso, os resíduos ósseos não serão removidos, anulando o efeito cortante da broca e aumentando a temperatura do osso, trazendo como consequência a necrose. A velocidade da broca em torno de 1500 a 2000 rpm, com torque alto, é considerada ideal para preparo do leito do implante. Quanto menor o tempo de perfuração menor será o aquecimento. O desenho da broca e de suas lâminas e o número de lâminas também tem influência sobre o aquecimento. As brocas com três lâminas aquecem menos o osso. O preparo do leito para o implante com lâminas cilíndricas aquece menos o osso que brocas com o formato cônico. As brocas com diâmetros menores aquecem mais. A capacidade de corte da broca varia de acordo com o tipo de material que é confeccionada, do tipo de tratamento dado na sua superfície, da pressão que é exercida no ato cirúrgico e da densidade óssea. Em um rebordo desdentado o aquecimento é maior do que em uma região com alvéolo em decorrência da densidade e textura óssea. Mesmo considerando que uma maior profundidade do leito cirúrgico, possa causar maior aquecimento, o tipo de irrigação também tem papel fundamental. Logo após a inserção, o implante está cercado de osso necrosado, que se formou por causa do trauma causado pela broca durante a abertura do leito cirúrgico. Assim, os implantes não vão ósseointegrar até que o osso vital substitua a zona necrótica. Esse fenômeno depende das condições celulares e vasculares, mas como todas as análises foram feitas ou no osso morto ou nas amostras laboratoriais, futuras pesquisas ainda são necessárias.

Segundo Oh *et al.* (2002) não existe uma concordância para explicar o porquê que a maior perda óssea ocorre logo após a instalação do implante e até um ano em função. Os autores avaliaram as possíveis causas da perda óssea precoce. O motivo inicial da perda óssea, afirmaram, foi o trauma cirúrgico. Os implantes perdidos por causa do trauma cirúrgico frequentemente estavam circundados com tecido conjuntivo fibroso ou tinham extensão apical

do epitélio juncional. O aquecimento durante a perfuração do leito cirúrgico, o deslocamento do retalho e a pressão excessiva na crista óssea durante a perfuração, podem contribuir essa perda. Comentaram o aquecimento ósseo acima de 47°C mantido durante um minuto e a temperatura de 40°C durante sete minutos. Essas temperaturas em função do tempo de aplicação foram definidas como críticas, aumentando significativamente o risco da perda do implante. O superaquecimento acontece por causa da pressão elevada da broca cirúrgica no osso ou de sua velocidade. Contudo, ficou demonstrado que o aumento da velocidade e pressão, não ocorre necessariamente um aumento de temperatura. Relataram que ocorre trauma por causa da manipulação do retalho, tanto durante a cirurgia de instalação do implante, quanto na cirurgia de reabertura. Porém, que essa perda óssea foi presente apenas ao redor dos implantes e não em toda a região exposta com a manipulação do retalho.

De acordo com Albrektsson *et al.* (2012) o tratamento com implantes oferece resultados promissores ao longo do tempo, porém essa opinião deve ser reavaliada por meio de evidências científicas longitudinais. A região ao redor do implante pode ser infeccionada, causando perda óssea e supuração, porém, pelo que sabemos, após cinquenta anos de osseointegração, a peri-implantite não é o problema principal, pelo contrario, alcança 1 a 2% dos implantes durante um período de 10 anos. As infecções purulentas com perda óssea significativa são raras. Aparentemente, o motivo de perda óssea é multifatorial e depende do implante, manipulação clínica e do paciente. Considerando o fator “implante”, a história da implantodontia demonstra que a utilização de implantes com superfície lisa e rugosa, atualmente o segundo com maior frequência, ou seja, utilizando implantes fabricados com critérios técnicos e científicos comprovados, e por um clínico experiente, a taxa de insucesso e a frequência de peri-implantite está dentro de 5% de todos os implantes colocados nos últimos 10 anos.

Segundo Qian *et al.* (2012), os motivos da reabsorção óssea ao redor dos implantes ósseointegrados ainda são controversos, porém a infecção e a

sobrecarga poderiam ter importância significativa. Uma das teorias que defende a infecção como motivo principal, compara o dente e o implante, relatando que as doenças são parecidas à periodontite, que afeta o dente e à peri-implantite, afetando o implante. A teoria da sobrecarga refere-se a perda óssea marginal em decorrência da oclusão. E a teoria que explica que a alteração óssea ocorre em função dos fatores múltiplos, tais como: cirúrgicos, protéticos e doenças sistêmicas do próprio paciente.

2.6 – Avaliação Radiográfica

A avaliação radiográfica da condição dos implantes é imprescindível na fase cirúrgica e protética e na avaliação anual.

Adell *et al.* (1981) avaliaram, durante 15 anos, 2.678 implantes colocados em 371 pacientes. Os implantes foram carregados com próteses removíveis. Os pesquisadores dividiram a amostra em três grupos: dois grupos chamados de “rotina” com tempo de observação entre 1 – 4 e 5 – 9 anos e o outro grupo denominado “desenvolvimento” avaliado entre 10 – 15 anos. As próteses foram instaladas entre 3 a 4 meses na mandíbula e 5 a 6 meses na maxila. As radiografias foram personalizadas (*baseline*, sete dias após a instalação do componente protético), tomadas após o período de osseointegração com objetivo de evitar possível reabsorção causada pela radiação. Além dos outros dados, os pesquisadores buscaram informações sobre o nível ósseo e o nível de tecido mole. Segundo eles, a reabsorção no grupo “desenvolvimento”, no primeiro ano, foi mais acentuada, medindo 1,2mm, enquanto nos anos consecutivos foi de 0,1mm por ano (DP=0,4), na maxila e 0,1mm (DP=0,8) na mandíbula.

Cochran *et al.* (1996) compararam radiograficamente implantes superfície SLA e implantes TPS, instalados na arcada inferior entre os caninos de cães. As avaliações foram realizadas em dois tempos: sem receber carga e após receber carga, em um período de 15 meses. As radiografias estandardizadas foram feitas 3, 6, 9, e 12 meses depois da colocação dos

implantes. A avaliação radiográfica foi realizada medindo-se a distância entre o ombro do implante e o contato mais coronal do osso com o implante (DIB) e a densidade óssea foi avaliada com auxílio de imagem computadorizada (CADIA). Cinco diferentes áreas de interesse (AOI) foram definidas superiormente e inferiormente ao redor do implante. Medindo a DIB descobriram que implantes do tipo SLA tiveram menor perda de altura óssea (0,52 mm) do que implantes do tipo TPS (0,69mm) antes ($p=0,0142$) e três meses depois do carregamento (0,73mm/1,06 mm; $p=0,0337$). Essa diferença foi mantida entre os dois grupos de implantes durante um ano de avaliação. A mesma conclusão quando comparam a densidade óssea antes e após o carregamento protético ($p=0,0890$) e também entre a instalação e três meses depois da colocação dos implantes ($p=0,0912$). Não foi encontrada diferença na densidade óssea na região apical dos dois tipos de implantes.

Mayfield *et al.* (1998) avaliaram a estabilidade de implantes, o tecido circundante e o nível ósseo previamente adequado por meio da técnica da ROG, dois anos após a instalação da prótese. Vinte e um implantes Nobel Biocare® foram instalados: dezessete compondo o grupo controle em osso sem necessidade de ROG; e, quatro após a ROG. Doze meses depois, os implantes foram carregados com prótese fixa. As radiografias desse período foram usadas como referência Inicial, para ser comparada com radiografias tomadas dois anos após. Todas as radiografias foram tomadas com posicionadores pré-fabricados (Eggen, Lillehammer, Norway) utilizando a técnica do paralelismo, com zero grau de angulação vertical. Nessas radiografias foram identificadas as roscas, utilizando a distância de 0,6 mm como referência para avaliação da distorção da radiografia e proceder à medida do nível ósseo. Todas as medições foram feitas pelo mesmo examinador em duas ocasiões diferentes. Comparando o nível ósseo ao redor dos implantes nos dois grupos, não foi encontrada diferença significativa: mesialmente foi $0,7 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ e na distal $0,5 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$ no grupo controle, enquanto que no grupo teste, com defeito ósseo tratado com ROG, os resultados foram $0,7 \text{ mm} \pm 0,8 \text{ mm}$ e $0,8 \text{ mm} \pm 0,7 \text{ mm}$ no lado mesial e de

0,8 mm \pm 0,6 e 0,6 mm \pm 0,5 mm no lado distal. Foi relatada a possibilidade de erro devido à distorção radiográfica, considerando que não foram usados posicionadores personalizados. De acordo com os limites do estudo, os autores concluíram que a resposta óssea foi muito similar entre os grupos com e sem ROG.

Nevins *et al.* (1998) fizeram uma avaliação longitudinal comparando a taxa de sucesso dos implantes Nobel (em três centros) e ITI (em um centro), carregados com coroas unitárias, prótese fixa ou prótese total implanto suportada instalados em região submetida a regeneração ósseo-guiada, com enxertos autógenos ou alógenos. As radiografias foram obtidas por meio do bloco de mordida individualizado e a técnica do cone longo e nelas, identificados pontos de referência (ombro do implante e primeiro contato entre o osso e o implante), com objetivo de mensurar a reabsorção óssea. O tempo médio previsto para osseointegração foi 9,9 \pm 6,8 meses, enquanto a reabilitação protética em média 23,4 \pm 15 meses, variando entre 6 a 74 meses. A média de perda óssea durante 74 meses foi de 0,64mm \pm 0,22. A maior reabsorção aconteceu no primeiro ano e meio após o carregamento. Não foi identificada diferença significativa entre os implantes instalados simultaneamente ou após o enxerto ósseo. Maior reabsorção óssea foi localizada ao redor dos implantes carregados com prótese tipo implanto suportada. Oito dos 526 implantes colocados foram perdidos e todos estavam inseridos na maxila. A taxa de sobrevivência dos implantes foi 97,5% durante o período 6 a 74 meses em função.

Eickholz & Hausmann (2000) avaliaram a precisão de medidas lineares em imagens digitalizadas obtidas de bolsas periodontais e também os fatores que influenciavam a precisão desse método. Cada imagem radiográfica foi capturada com CCD câmera (Cohu, San Diego, CA, USA), enquanto as medidas lineares dos defeitos intraósseos avaliadas no computador. Todas as radiografias foram feitas pelo mesmo examinador, que não participou das medidas clínicas e cirúrgicas. Para efeito de avaliação, cada radiografia recebeu aumento e ajustes individuais. As bolsas periodontais foram

radiograficamente medidas durante o ato cirúrgico e os resultados foram comparados com os obtidos em imagens pré-operatórias medidas clinicamente. A discrepância entre as medidas foram moduladas por fatores como, a diferença entre a angulação vertical e a altura das paredes ósseas. A distância entre Junção Cimento/Esmalte (JCE) e o Defeito Ósseo (DO) medida clinicamente foi de $9,15\text{mm} \pm 2,09$, enquanto a medida obtida radiograficamente foi $7,74\text{mm} \pm 2,11$, a variação foi de 79%. As medidas radiográficas subestimaram em $1,4\text{mm} \pm 2,6$ a distância entre JCE e DO e isto se deveu ao ângulo durante a tomada radiográfica e ao fator “examinador”.

Em 2002b, Naert *et al.* avaliaram radiograficamente com auxílio da técnica do cone longo posicionado paralelamente ao plano horizontal, as alterações no nível do osso em implantes ósseo-integrados. O primeiro controle foi realizado imediatamente após o aperto do pilar. As alterações ósseas foram medidas do lado mesial e distal, e, o ponto de referência foi estabelecido junto à junção entre o pilar e o implante. As distâncias foram medidas com um paquímetro digital. Os pesquisadores não encontraram diferença significativa entre nível ósseo de implantes carregados com próteses unitárias, pontes fixas ou próteses unitárias entre dente e implante (seis meses após aperto do pilar $p=0,09$ e nos outros períodos $p=0,36$). A perda óssea foi de $1,23\text{ mm/ano}$ ($SE=0,11$) seis meses após aperto definitivo do pilar, seguida da perda anual de $0,025\text{mm}$ ($SE=0,005$). A alteração do nível ósseo durante primeiros seis meses após aperto do pilar foi significativamente diferente entre os implantes instalados na mandíbula e na maxila ($p=0,005$), estimada de $0,31\text{ mm/ano}$ ($SE=0,11$), maior na maxila do que em mandíbula. Não foi detectada diferença significativa no nível ósseo entre os implantes instalados na região anterior quando comparados com os da região posterior após o aperto definitivo do pilar ($p=0,64$) e seis meses depois ($p=0,62$).

Wayat & Zarb (2002), usaram imagens digitalizadas de radiografias periapicais fotografadas com a câmera CCD, e transferidas ao computador, para avaliar alterações ósseas na mesial e na distal de 160 implantes do tipo Branemark System, instalados em 55 pacientes. Identificaram o pescoço do

implante e o contato mesial e distal mais coronal entre o implante e o osso. A perda óssea foi calculada nas imagens digitalizadas, subtraindo as medidas obtidas em cada ano com aquelas obtidas no ano anterior. Os resultados mostraram que as alterações aumentavam em função do tempo, porém, menores após o primeiro ano. No primeiro ano a perda óssea foi mais acentuada na mandíbula do que na maxila (0,39 mm e 0,22 mm). A análise estatística não foi capaz de identificar a relação entre a perda óssea, quantidade e qualidade do osso, localização e comprimento do implante, após o primeiro ano em função.

Berglundh *et al.* (2005) avaliaram as respostas ósseas ao redor dos implantes durante todas as fases de tratamento, até um ano após a instalação das próteses. A pesquisa foi feita utilizando implantes Astra Tech Implant Dental System e Branemark System. Em seis cães experimentais, foram colocados quatro implantes Astra de um lado da mandíbula, enquanto do outro lado foi repetido o mesmo procedimento cirúrgico, porém com implantes Branemark. Em seguida, foram realizadas as tomadas radiográficas e com auxílio do microscópio Leica DM-RBE foram realizadas medidas mesiais e distais de cada implante. Três meses após, foram colocados componentes intermediários e em seguida, três meses depois dessa fase, foram cimentadas as coroas. Os pesquisadores deixaram um implante de cada lado sem receber carga mastigatória como referência, com objetivo de avaliar o comportamento do osso. As radiografias foram repetidas dez meses depois e o nível ósseo comparado inclusive com o do o implante não carregado proteticamente. O teste *Student t* mostrou diferença significativa na perda óssea nos primeiros três meses após a colocação dos implantes: $0,12\text{mm} \pm 0,19$ para os implantes Astra e $0,53\text{mm} \pm 0,18$ para os Branemark. A perda óssea aumentou nos implantes Branemark ($0,27 \pm 0,18\text{mm}$) no período anterior à colocação da prótese, enquanto nos implantes Astra, foi registrado um leve ganho ósseo ($0,05\text{mm} \pm 0,13$) mostrando a diferença significativa entre dois grupos. Dez meses após a instalação das próteses não se verificou alteração óssea.

Durante todo período a reabsorção óssea foi significativamente maior ao redor dos implantes Branemark.

Tsiklakis *et al.* (2005) avaliaram a reparação óssea após a remoção de dezessete cistos radiculares, utilizando a técnica de subtração em radiografias panorâmicas digitalizadas, tomadas antes da cirurgia, imediatamente após e transcorridos seis e doze meses. Cada imagem pós-operatória foi reconstruída de acordo com referências pré-cirúrgicas, escolhendo 4 pontos identificados nas imagens. Dois pares de imagem foram formados para cada paciente. A subtração foi feita em radiografias pré e pós-cirúrgicas (Par 1) e entre radiografias pré e pós-cirúrgicas reconstruídas (Par 2). A subtração foi feita para os dois pares de imagens. A região de interesse foi calculada em número de pixels. O teste Wilcoxon mostrou diferença significativa entre a área com lesão e após a cirurgia. A porcentagem de reparo ósseo em pixels foi de 55.14% a 95.68%. Os resultados mostraram que a técnica de subtração no caso do Par 2 foi mais preciso.

Wennström *et al.* (2005), num estudo prospectivo, de 5 anos, avaliaram os resultados de quarenta implantes Astra Tech na maxila e na cinco na mandíbula, todos reabilitados com próteses unitárias. Três e seis meses após a instalação, os implantes foram reabertos e os pilares inseridos com as próteses provisórias. O tempo inicial (T0) foi determinado como o momento da instalação da prótese. As radiografias periapicais, obtidas com o cone posicionado perpendicularmente ao implante, foram realizadas no momento da instalação da prótese e anualmente. Os filmes foram fixados em posicionador individualizado (Have-Super-Bite, HaweNeos Dental, Genilino, Switzerland). O posicionador foi adaptado ao plano oclusal com material de moldagem (Optosil P, Bayer Dental, Leverkusen, Germany). Dois examinadores avaliaram as radiografias utilizando lente com aumento de sete vezes. O valor médio da diferença entre as duas medidas repetidas foi de 0,04mm (DP=0,33). As variáveis avaliadas foram presença de dor, mobilidade, presença de placa, mobilidade do implante e profundidade à sondagem. Foram observadas alterações na altura óssea marginal e o contato entre os implantes e o osso.

Durante primeiro ano de avaliação, a reabsorção óssea média na região marginal foi 0,06 mm (0,67), enquanto ao redor dos implantes foi de 0,02 mm (0,65; $p=0,05$). Nos quatro anos seguintes a alteração foi pequena, com média de 0,02 mm (0,22), tanto na região marginal quanto ao redor dos implantes. A reabsorção óssea média total durante cinco anos foi 0,14 e 0,11 mm ($p>0,05$). Do total, 44% dos implantes não mostraram perda óssea, enquanto 13% mostraram reabsorção óssea \geq de 1,0 mm.

Bittar-Cortez *et al.* (2006a) ressaltaram a importância da utilização da imagem digital para avaliar a osseointegração e a altura óssea ao redor dos implantes. Cinco pesquisadores avaliaram radiografias periapicais digitalizadas de 30 implantes instalados em 22 pacientes. Compararam imagens obtidas por radiografia digital convencional com as obtidas pela técnica da subtração linear (DSI linear, DSI logarítmica e DSI logarítmica melhorada). O teste ANOVA foi usado para uma avaliação significativa dos implantes, observadores, e imagens. O teste Tukey foi utilizado para avaliar a diferença entre as imagens. O ANOVA detectou diferença significativa, indicando variabilidade entre os observadores, independentemente do método radiográfico. Também foi detectada significativa diferença entre o método radiográfico digitalizado e os outros três métodos de subtração linear. Foram comparadas as avaliações entre cinco observadores, sendo detectada uma variação de 0,4 mm entre elas. Com relação à precisão das imagens digitais e subtraídas, se verificou haver variabilidade significativa entre elas, chegando quase 1,0 mm. Os pesquisadores comparam também, os seus resultados com os resultados de outros estudos, onde as medidas radiográficas foram comparadas com medidas feitas durante o ato cirúrgico, chegando à conclusão de que os resultados radiográficos subestimam até 1,4 mm o valor exato, clinicamente medido.

Bittar-Cortez *et al.* (2006b), usaram duas técnicas de avaliação da imagem (IDS - imagem digitalizada e subtraída e IDC - imagem digital, convencional) e avaliaram as alterações da densidade óssea em trinta e quatro pacientes, portadores de 53 implantes. As radiografias foram obtidas antes da

cirurgia de abertura, uma semana e quatro meses após a instalação dos implantes. Para padronizar as radiografias, foi usado um registro de mordida, com objetivo de conseguir alinhamento. As radiografias foram escaneadas e manipuladas em um programa EMAGO. Dois tipos de radiografias subtraídas foram realizadas: a logarítmica e a linear. A análise estatística foi feita com objetivo de comparar o nível do cinza nos três tipos de imagens (IDC e duas IDS) usando Mann-Whitney U-test e teste Friedman para comparar a diferença entre as três imagens. Os resultados apresentados em valores médios mostraram não haver diferença significativa entre os dois tipos de técnicas ($p < 0.005$), tornando possível a conclusão de que os três métodos poderiam ser utilizados para uma avaliação da densidade óssea ao redor dos implantes.

Cardaropoli *et al.* (2006) avaliaram em onze pacientes as alterações ósseas e gengivais ao redor dos implantes Branemark, carregados com próteses unitárias, após um ano em função. As radiografias periapicais foram feitas com cone posicionado perpendicularmente ao implante, e paralelo ao plano horizontal. A avaliação radiográfica foi feita por um único avaliador no momento de instalação da prótese e detectou nos lados vestibular e palatino 0,7 e 1,3 mm ($p < 0,05$) de perda óssea e de 0,1 mm no lado mesial e distal no momento do aperto do pilar. Um ano depois, com as próteses em função, foi detectada reabsorção de 1,6mm em média. Os pesquisadores frisaram que o trauma causado no ato cirúrgico, com levantamento de retalho, pode causar perda óssea e que o grau de reabsorção óssea vestibular dependeu da espessura óssea após a inserção do implante.

Wakoh *et al.* (2006) estudaram as radiografias periapicais, feitas com cone posicionado perpendicularmente ao implante, e paralelo ao plano horizontal. Avaliaram alterações ósseas ao redor de implantes utilizando imagens digitalizadas e subtraídas. As radiografias foram tomadas antes da cirurgia de instalação dos implantes, utilizando um bloco de mordida para cada radiografia. O mesmo procedimento foi feito 1, 3, 4, 5, 6, 9 e 12 meses após a instalação dos implantes. A subtração foi realizada por meio do software “*before-and-after*” (Yoshida Co, Tokyo, Japan). Detectaram alterações ósseas

mais acentuadas no período de um a três meses. As alterações continuaram no período entre quatro a seis meses. Afirmaram que a radiografia digitalizada é um instrumento preciso para avaliar a alteração óssea, principalmente em razão da descrição objetiva, avaliação quantitativa e baixa dose de exposição, porém a resolução da imagem é menor do que a da radiografia periapical convencional.

Kim *et al.* (2008) avaliaram clínica e radiograficamente o nível ósseo de 68 implantes Straumann, carregados ou com próteses unitárias ou com pontes fixas, durante um período de 10 anos. Foram utilizadas radiografias periapicais, obtidas com posicionador no momento de instalação dos implantes (*baseline*), e nos 1, 2, 3, 4, 5 e 10 anos depois. As radiografias foram digitalizadas (Polaroid Sprintsan 35 PLUS, Cambridge MA, USA) e analisadas com programa de computador "*Implant Analysis Toolkit*". O nível ósseo foi medido nos lados mesial e distal por três examinadores. A análise estatística foi aplicada nos períodos de 1, 3, 5 e 10 anos depois e o teste ANOVA, *one-way*, com objetivo de identificar qualquer diferença entre as medidas do *baseline* com relação às medidas nos tempos pré-determinados com os implantes em função. Os pesquisadores não encontraram diferença significativa entre nível ósseo médio dos lados mesial e distal. A reabsorção média do osso foi maior no primeiro ano. Nos períodos seguintes ocorreram alterações mínimas, ou seja, a perda óssea média foi maior no período *baseline* até um ano ($0,61\text{mm} \pm 0,55$, $p=0,05$), quando comparado com o período entre primeiro e terceiro ano ($0,01\text{mm} \pm 0,45$), terceiro e quinto ($0,09\text{mm} \pm 0,38$) e com quinto e décimo ano ($0,14\text{mm} \pm 0,6$). Além disso, não foi encontrada reabsorção óssea significativa entre implantes em função na maxila ($n=31$) e na mandíbula ($n=37$).

Cochran *et al.* (2009) utilizaram radiografias digitais para avaliar o nível ósseo do lado mesial e distal dos implantes. A avaliação foi feita após a cirurgia e após a fixação da prótese, por um período de cinco anos em função. O estudo multicêntrico envolveu 192 pacientes e 596 implantes. Os implantes eram de um estágio, com superfície TPS. Todas as radiografias foram

digitalizadas, calculando-se a distorção e o aumento da imagem. Foi medida a distância do ombro do implante até o contato mais coronal do osso do lado mesial e distal de cada implante. Essas medidas foram realizadas em quatro períodos: entre a instalação do implante e a fixação da prótese; após a fixação da prótese até um ano em função; de um a cinco anos em função; e, após a instalação do implante até cinco anos em função. A avaliação foi feita utilizando os valores das médias obtidas do lado mesial e distal nos quatro períodos mencionados. A maior média foi 2,44 mm \pm 1,20 obtida entre a instalação dos implantes até a fixação da prótese (período 1). Nos períodos dois e três as alterações foram declinantes 0,22 mm \pm 0,42 e 0,19 mm \pm 0,88 , respectivamente. No período quatro detectou-se o valor de 2,84mm \pm 1,63, mas segundo os autores 86% dessa reabsorção ocorreu no período um. A reabsorção total ao redor dos implantes unitários, durante o período de cinco anos, foi 2,64 mm \pm 1,43. No período um o valor médio foi 1,94 mm \pm 0,99, no período dois foi 0,37 mm \pm 0,35, e no período três de 0,33 mm \pm 1,23. Os pesquisadores avaliaram as alterações no nível ósseo dependendo do comprimento dos implantes. Assim, reabsorção média durante todo período de avaliação foi 2,67 mm \pm 1,66 para implantes de 8 e 10 mm. Os pesquisadores enfatizaram que o mecanismo de alteração do osso é constante e depende da arcada onde os implantes são colocados, tipo da prótese instalada e do comprimento dos mesmos.

3. PROPOSIÇÃO

Como a literatura mostra os implantes com superfície quimicamente e fisicamente tratada, estão se distinguindo por possuírem osseointegração em menor tempo, mais íntima e completa que os implantes tradicionais, propiciando um tempo de espera mais reduzido para o carregamento protético. Além disso, não existem estudos sobre o nível ósseo em função do tipo de superfície do implante de um estágio. Em decorrência, o objetivo desse estudo foi comparar com auxílio do método da digitalização radiográfica, as alterações do nível coronal do osso de implantes de um estágio, com superfícies rugosas química e fisicamente tratadas (SLA e SLActive), inseridos em área enxertada, por um período de até doze meses de carregamento com próteses unitárias fixas aparafusadas.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. MATERIAL

4.1.1 – Seleção e Adequação da Amostra

Na área da Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Brasil, foram selecionados 17 pacientes (7 mulheres e 10 homens) maiores de 18 anos, sem doença gengival e periodontal, não fumantes, com espaço protético correspondente ao máximo de dois dentes na maxila na região entre o incisivo central e o segundo pré-molar. De acordo com a anamnese (Anexo 4), os pacientes não relataram a presença de doenças sistêmicas. Após o exame clínico, avaliação da radiografia tomográfica da espessura óssea existente, e planejamento do tratamento, a região da maxila correspondente ao espaço protético foi devidamente enxertada com osso autógeno em bloco com a finalidade de corrigir defeitos. Os voluntários foram aleatoriamente divididos em dois grupos. O grupo A recebeu 10 implantes de um estágio do tipo SLA e o grupo B recebeu 10 implantes SLActive, também de um estágio, todos do sistema Straumann com 8,0 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro. Cada paciente recebeu no mínimo um e no máximo dois implantes. Após doze semanas no grupo A e 6 semanas no grupo B, na área da Prótese Dental do Departamento de Prótese e Periodontia foram instaladas coroas unitárias aparafusadas. A partir desse momento no período até doze meses com as coroas em função, foram realizadas 80 radiografias dos implantes reabilitados, sendo 40 tomadas de implantes no grupo A (SLA) e 40 no grupo B (SLActive).

4.2. MÉTODOS

O ato clínico de colocação do enxerto ósseo em bloco e instalação dos implantes foi realizado pelo mesmo profissional.

4.2.1 – Enxerto Ósseo (procedimento cirúrgico)

Em cada paciente, após a limpeza da área cirúrgica e adjacente com clorexidina 0,12% e 0,2% (intra e extra bucal) a região receptora do enxerto foi anestesiada utilizando a técnica infiltrativa e anestésico à base de lidocaína com epinefrina, na proporção de 1:100.000. Em seguida, foi realizada uma incisão horizontal, sucular e incisão relaxante. O retalho foi rebatido, o defeito ósseo identificado e medido para ser retificado com o enxerto ósseo em bloco a ser retirado da região mentoniana. A região receptora foi perfurada com broca esférica de 2 mm de diâmetro, para estimular o sangramento. A região doadora (mentoniana) foi anestesiada e acessada com incisão em planos. Após o rebatimento do retalho os procedimentos para a remoção do bloco de osso córtico-esponjoso foram realizados, respeitando-se os limites do nervo mentoniano e das raízes dos dentes inferiores. A região doadora foi suturada em planos. Após a adaptação do bloco no defeito da área receptora, o mesmo foi perfurado e fixado com um parafuso para enxerto (Figura 1). O espaço entre o enxerto em bloco e a área receptora foi preenchido com osso medular obtido também da área doadora. As bordas do enxerto foram aplainadas e a região suturada. As suturas foram removidas sete dias depois (Von Arx & Buser, 2006).

4.2.2 – Instalação dos Implantes (procedimento cirúrgico)

Os pacientes foram chamados seis meses após a colocação do enxerto ósseo em bloco, com objetivo de avaliar nova espessura óssea através do exame tomográfico, e receber os implantes (Von Arx & Buser, 2006). Após a limpeza intra e extra-oral, a região foi anestesiada e na sequência realizada incisão horizontal no meio do rebordo alveolar e incisão sulcular ao redor dos dentes. O retalho mucoperiosteal foi rebatido e o parafuso de fixação do enxerto em bloco retirado, quando necessário o rebordo foi regularizado com broca esférica de Ø 3,1mm. O leito cirúrgico foi perfurado com brocas helicoidais (Instituto Straumann, Basel, Suíça) respeitando a posição determinada pelo guia cirúrgico, com velocidade de giro de 600 rpm e irrigação constante com soro fisiológico. Foi mantido o mínimo de 1,0 mm de espessura ao redor do diâmetro da loja do implante nos lados vestibular e palatino e a 1,5 a 3,0 mm de distância do dente adjacente. Em seguida, aleatoriamente foram instalados os implantes Straumann, tipo Standard PLUS[®] (com área do transmucoso de 1,8 mm), SLA ou SLActive com diâmetro de 4,1 mm e 8,0 mm de comprimento, com contra-ângulo (NSK[®], 20:1, Japão) e velocidade de 15 rpm, sem irrigação, e com um torque mínimo de colocação de 20Ncm. Todos os implantes foram instalados com a borda de transição entre a parte lisa e rugosa dentro do osso. Enquanto a posição apico-coronal, a plataforma do implante foi posicionada 2 mm da Junção Cimento Esmalte do dente adjacente. Os implantes foram fechados com cicatrizadores, com altura correspondente à altura da fibromucosa da região. A parte superior dos cicatrizadores ficou exposta, obedecendo à técnica dos implantes não submersos, de acordo com o protocolo ITI (Cochran *et al.*, 2002). A mesma técnica e procedimentos cirúrgicos foram utilizados para os dois tipos de implantes (Figura 1).

Dez implantes com superfície SLA e 10 com SLActive foram instalados em área enxertada na maxila.

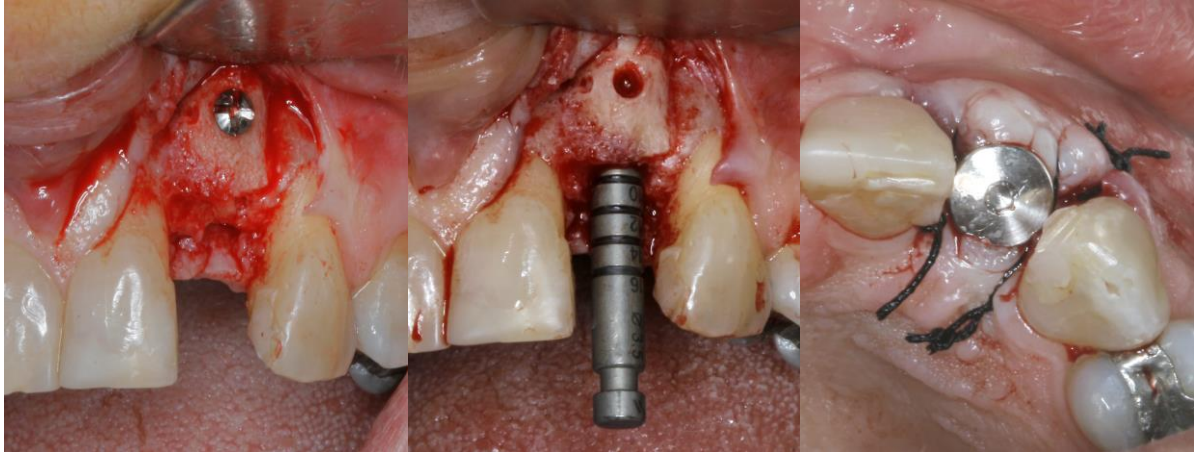


Figura 1 – Na sequência da esquerda para a direita: a) enxerto ósseo em bloco fixado com parafuso no leito receptor; b) leito cirúrgico sendo adequado para receber o implante; c) cicatrizador rosqueado no implante. Fonte: Cvijic *et al.* (2010).

4.2.3. Procedimento Protético

Os implantes foram carregados com próteses unitárias parafusadas, os SLA após doze semanas e os SLActive após seis semanas.

Após o tempo predefinido, os cicatrizadores foram removidos e a abertura dos implantes devidamente limpas com jatos de ar e água. Em seguida, para se detectar a posição de cada implante e confeccionar os *copings* de cobertura, foram inseridos os cilindros guias e executados os procedimentos para a moldagem com moldeiras abertas e silicona de adição (Figura 2). Na moldagem, foi posicionada uma réplica do implante e confeccionada a gengiva artificial. Em seguida, gesso pedra tipo IV foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e vazado no molde para obtenção dos modelos de trabalho. A relação maxilomandibular para a montagem dos modelos em articulador semi-ajustável, com auxílio de arco facial foi realizada observando-se a máxima intercuspidação habitual (MIH).

Nos modelos foram encaixados pilares do tipo synOcta® (Instituto Straumann®, Basel, Suíça) (Figura 2) e sobre eles realizado o enceramento,

adaptação e selamento dos *copings*, que foram transformados em *copings* metálicos por meio do processo convencional de fundição, usinagem e acabamento, com todo processo executado pelo mesmo laboratório de prótese. A adaptação dos *copings* metálicos sobre os pilares foi verificada por sondagem manual e imagem radiográfica interproximal. O material escolhido para a cobertura dos *copings* metálicos foi porcelana de baixa fusão por adição e cocção em forno apropriado. Ao final do processamento, no articulador, foram verificados e tecnicamente adequados os contatos com os dentes antagonistas.

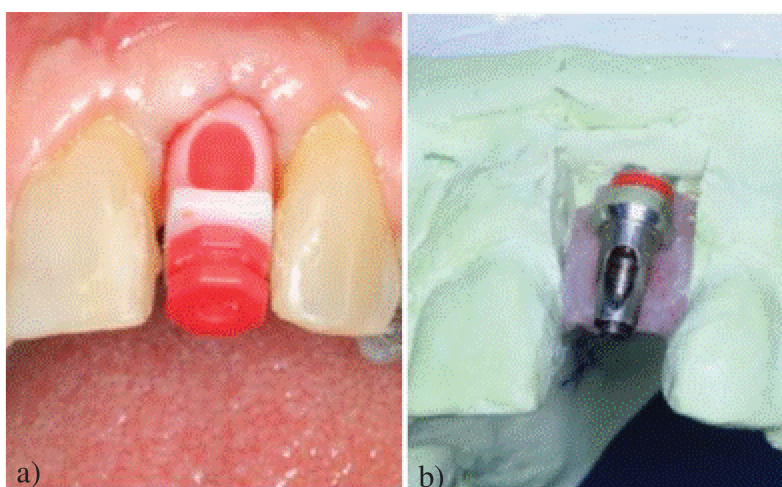


Figura 2-Da esquerda para a direita: a) o *transfer* para a moldagem, b) pilar posicionado no modelo para a confecção da prótese fixa unitária. Fonte: Cvijic *et al.* (2010)

Os passos para a fixação da prótese foram os seguintes: remoção do cicatrizador; limpeza do implante com jatos de ar e água; aperto final do pilar com torque de 35 Ncm (Figura 3); adaptação da prótese unitária e aperto do parafuso com 15 Ncm; a cabeça do parafuso foi protegida com guta percha e a abertura da coroa para o parafuso foi vedada com resina foto polimerizada.

No momento do aperto do pilar (35 Ncm), dois implantes SLActive perderam a estabilidade e foram excluídos.

O momento de instalação das coroas foi determinado como tempo inicial (T0). Daí em diante a avaliação do Nível de Reabsorção Óssea (NRO)

foi realizada três (T1), seis (T2) e doze (T3) meses após a instalação da prótese unitária definitiva.

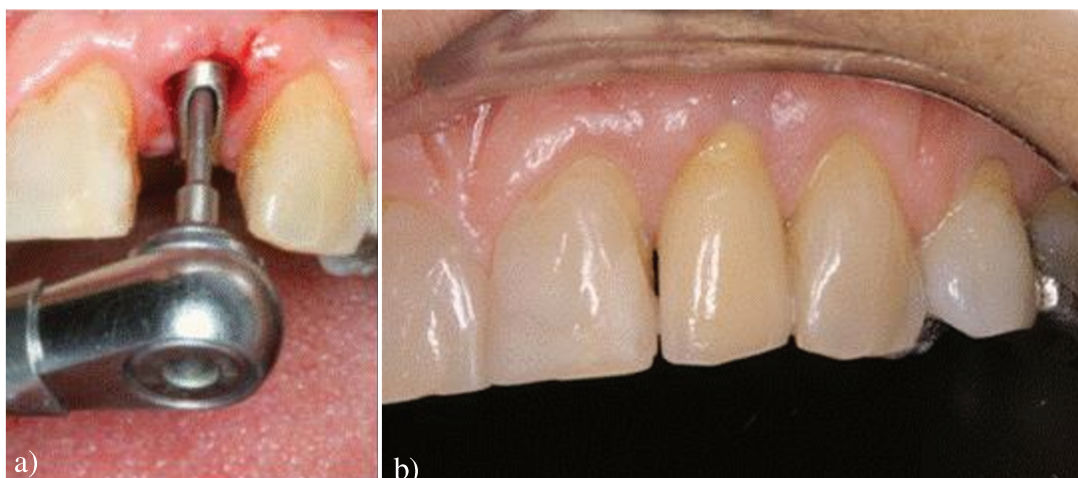


Figura 3 – a) aperto do pilar sobre o implante para receber a prótese unitária b) prótese fixa instalada sobre o implante. Fonte: Cvijic *et al.*(2010).

4.2.4 – Obtenção das Imagens Radiográficas

As tomadas radiográficas periapicais foram realizadas com mesmo aparelho, de acordo com o preconizado por Cochran *et al.* (1996) e de acordo com o plano oclusal de cada voluntário. As películas (Kodak® Dental Intraoral E-Speed Film) foram fixadas em uma mesma posição com auxílio de um mesmo tipo de posicionador pré-fabricado (Indusbello®) e, realizadas radiografias periapicais em quatro tempos diferentes para cada grupo de implantes: T0, no dia da instalação definitiva das próteses T1, T2 e T3, três, seis meses e um ano após a instalação definitiva, respectivamente (Cvijic *et al.*, 2010).

4.2.5 – Digitalização das Imagens Radiográficas

Todas as radiografias foram fotografadas com câmera Canon Rebel XT 10.0 e as imagens transferidas a um computador (Toshiba Satellite T135).

Cada imagem digitalizada foi avaliada utilizando o programa *Image Pro Plus*.

Esse programa possibilita analisar a imagem bi e tridimensionalmente, permitindo, quando necessário, medir o comprimento, a rugosidade e irregularidades existentes. Para identificar e medir os objetos de avaliação, nas ferramentas do programa, existem opções onde se pode colorir a imagem e as distorções podem ser excluídas. Os resultados das medidas podem ser exportados ou apresentados em gráficos.

Para visualização mais precisa dos detalhes, as imagens foram aumentadas 25% e melhoradas, e nelas identificados detalhes: lado mesial e distal da plataforma do implante, com a região de contato com a coroa; área do transmucoso do implante; e, o corpo do implante. A calibragem da imagem com objetivo de superar a distorção da radiografia periapical, foi feita da seguinte maneira: no programa *Image Pro Plus* como a unidade de medida foi o milímetro, pois o comprimento total do implante é apresentado em milímetros (1,8 mm da área do transmucoso, e 8,0 mm do comprimento). Em seguida, na imagem da radiografia periapical, com distorção possivelmente presente, mas desconhecida, foi traçada uma linha que se estendeu da plataforma do implante até o seu ápice. Esta medida foi definida como o comprimento real do implante (9,8 mm) e utilizada como o valor de referência (1,8 mm da área do transmucoso mais 8,0 mm de corpo), independente do valor dela na imagem. Todas as futuras medidas realizadas sobre a imagem foram feitas tomando como base a dimensão real do implante (9,8 mm).

Após a calibragem, nas imagens digitalizadas, dos lados mesial e distal de cada implante foram determinados os pontos de contato com o osso, localizados o mais coronalmente. Em seguida foi traçada a linha entre a

plataforma e o ponto de contato do implante com o osso. O programa automaticamente calculou o valor real, devido à calibragem anteriormente realizada (Para visualizar a sequência dos procedimentos de manipulação do programa, sugerimos consultar Anexo 3). Esse valor se refere ao comprimento da área do transmucoso do implante (1,8 mm) mais a distância entre a sua borda e o contato mais coronal com o osso (Figura 4). Do valor real obtido, foi diminuído 1,8 mm, correspondente ao comprimento real da área do transmucoso do implante (Wayat & Zarb, 2002). O resultado desse cálculo representa a distância entre a borda entre o transmucoso e o corpo do implante até o contato mais coronal do implante com o osso. Essa distância foi definida como o Nível de Reabsorção Óssea (NRO).

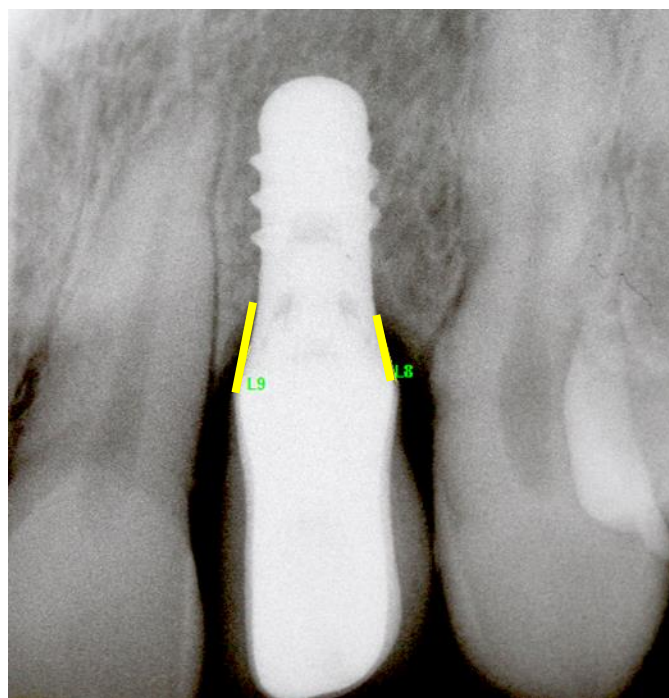


Figura 4 – Identificação dos pontos demarcados para a determinação do NMRO.

As medidas foram realizadas duas vezes com objetivo de evitar erro. Os valores da reabsorção óssea do lado mesial e distal foram usados para calcular Nível Médio de Reabsorção Óssea (NMRO) em cada grupo, nos quatro períodos pré-determinados. O NMRO para cada período em cada grupo foi calculado da seguinte maneira:

1 – NMRO no período T0;

2 – NMRO no período T1;

3 – NMRO no período T2;

4 – NMRO no período T3.

Foi comparado o NMRO entre os grupos SLA e SLActive dos implantes, até um ano em função.

5. RESULTADOS

Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e teste Tukey, Box-Cox (1964) e o teste de Hartley (1950) e, para verificar a homogeneidade de variâncias (Anexo 4). Teste Spearman foi usado com objetivo de relacionar duas variáveis (grupo A e B). O delineamento foi casualizado, nos quatro períodos considerando-se o primeiro período de coleta como testemunha. Os tratamentos foram analisados nas duas superfícies, SLA e SLActive. A variável foi o Nível Médio de Reabsorção Óssea (NMRO).

Uma vez verificado os pressupostos (análise de variância, Box-Cox e o teste de Hartley) da ANOVA, aplicou-se o teste F ($p < 0,05$) para detectar possíveis diferenças entre os períodos de avaliação. O teste de Dunnett ($p < 0,05$) para contrastar o período T0 versus os demais períodos (T1, T2 e T3) e em seguida, o teste F para verificar se havia diferenças entre as superfícies analisadas. Os dados foram submetidos ao programa (SAS/STAT,2003).

5.1. Superfície SLA

Na tabela 1, pode-se observar o NMRO nos períodos de avaliação. Detectou-se variação entre T0 e T3, que se caracterizou pelo aumento progressivo do NMRO. O Mínimo valor do NMRO foi -2,12 mm (T0) e o Máximo de 1,77 mm (T3).

Tabela 1 – NMRO (mm) obtidos nos períodos T0, T1, T2 e T3 pelo teste de Dunnett para a superfície SLA.

SUPERFÍCIE SLA				
Período	NMRO	Valor (p)	Mínimo NMRO	Máximo NMRO
T0	0,08±0,64		- 2,12	0,98
T1	0,11±0,67	0,99 ^{ns}	- 1,60	1,00
T2	0,17±0,80	0,95 ^{ns}	- 1,63	1,23
T3	0,44±0,66	0,23 ^{ns}	- 0,96	1,77

Ns=contraste não significativo ao nível de 0,05 de significância.

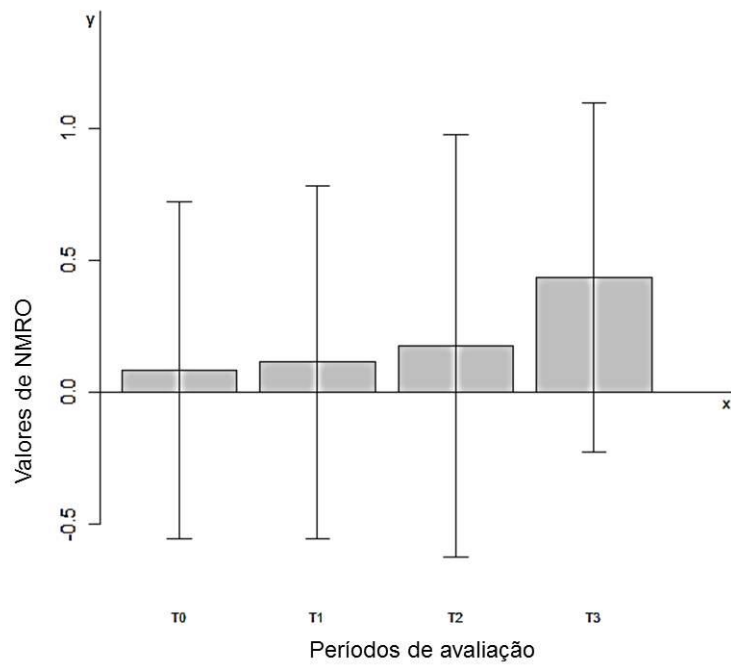


Gráfico 1 – NMRO nos períodos T0, T1, T2 e T3, detectados na superfície SLA.

5.2. Superfície SLActive

A tabela 2 mostra o NMRO na superfície SLActive nos períodos de avaliação estabelecidos. Foi detectado crescimento ósseo, que nos períodos T0 e T3, foi de -0,05 mm com desvio padrão (DP) de $\pm 0,60$ e $\pm 0,41$, respectivamente. O Mínimo valor do NMRO foi -1,41 mm, enquanto o Máximo mediu 0,63 mm.

Tabela 2 – NMRO (mm) obtidos nos períodos T0, T1, T2 e T3 pelo teste de Dunnet para a superfície SLActive.

SUPERFÍCIE SLActive				
Período	NMRO	Valor (p)	Mínimo NMRO	Máximo NMRO
T0	-0,05 \pm 0,60		-1,41	0,62
T1	-0,03 \pm 0,47	0,99 ^{ns}	-1,28	0,63
T2	-0,04 \pm 0,26	0,99 ^{ns}	-0,64	0,44
T3	-0,05 \pm 0,41	1,00 ^{ns}	-1,31	0,50

Ns=contraste não significativo ao nível de 0,05 de significância.

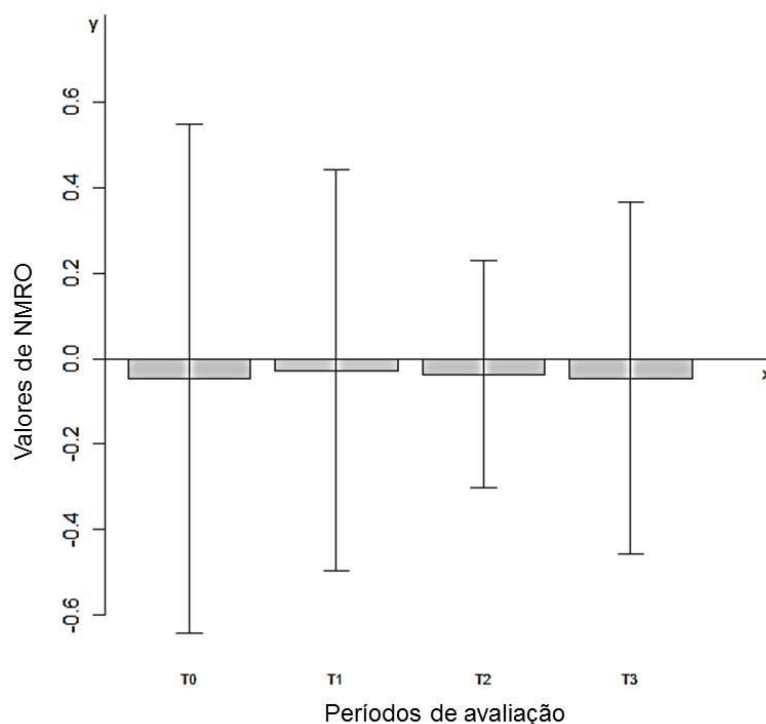


Gráfico 2 – NMRO nos períodos T0, T1, T2 e T3, detectados na superfície SLActive.

5.3. NMRO entre grupos SLA e SLActive

O NMRO nas superfícies SLA e SLActive podem ser vistos na tabela 3. Na SLA foi de $0,20\text{mm}\pm 0,70$ e na SLActive de $-0,04\text{mm}\pm 0,44$, resultados obtidos após os dados terem sido submetidos ao teste de agrupamento Tukey, que detectou diferença significativa entre as duas superfícies estudadas.

Tabela 3 – Comparação do NMRO encontrado entre as superfícies SLA e SLActive, após a aplicação do teste de agrupamento de Tukey.

Superfície	N	Tukey	NMRO
SLA	80	A	$0,20\pm 0,70$
SLActive	64	B	$-0,04\pm 0,44$

$p < 0,05$ As linhas com letras diferentes mostram diferença estatística

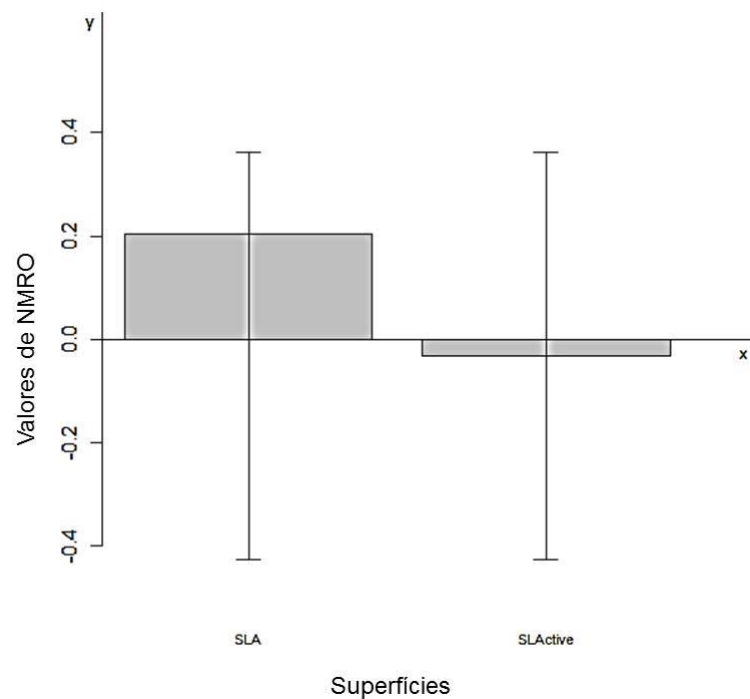


Gráfico 3 – Comparação do NMRO encontrado entre as superfícies SLA e SLActive, após a aplicação do teste de agrupamento de Tukey.

5.4. NMRO do lado Mesial e Distal entre grupos SLA e SLActive

No gráfico 4 pode-se observar o NMRO do lado mesial e distal de cada grupo de implantes, nos quatro períodos determinados. Foi utilizado o Teste Spearman (Anexo 4), com objetivo de definir coeficientes de correlação.

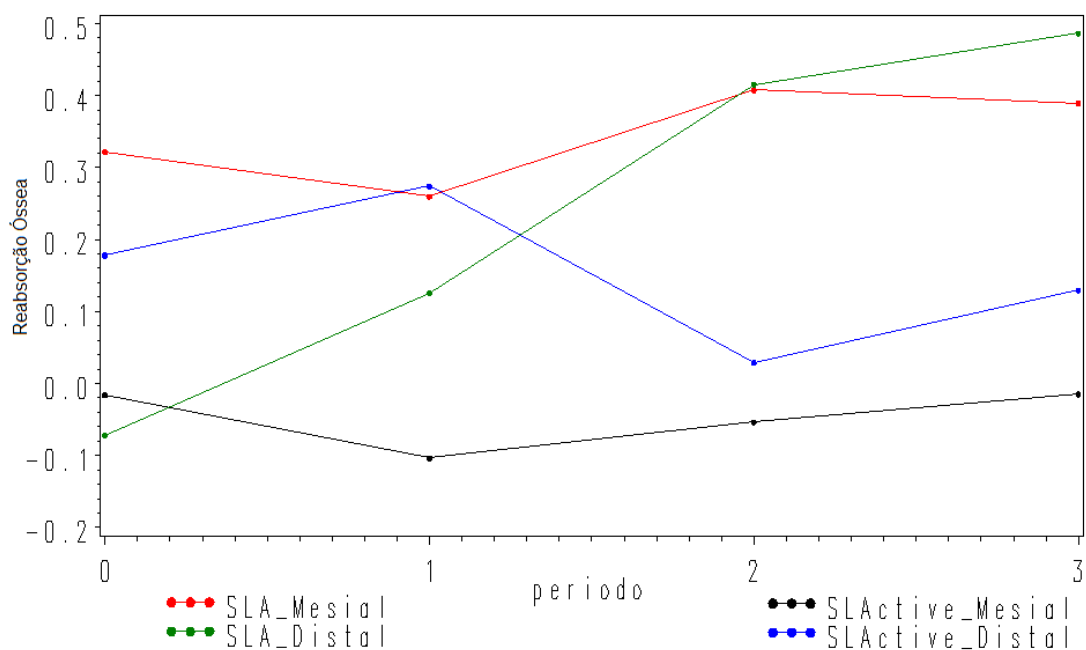


Gráfico 4 – Teste Spearman mostrando NMRO do lado mesial e distal entre dois grupos de implantes.

6. DISCUSSÃO

Na atualidade, o tratamento com implantes osseointegrados é considerado uma alternativa terapêutica segura (Schenk *et al.*, 1998), e o nível de reabsorção óssea é um dos fatores que definem o sucesso do mesmo (Cardaropoli *et al.*, 2006).

Um dos principais motivos da reabsorção óssea é o trauma cirúrgico induzido pelas brocas no momento da perfuração do leito para o implante (Adell *et al.*, 1981). Portanto logo após a confecção da loja, no tempo T0 para o grupo SLA, já existia um nível ósseo apicalmente posicionado da borda entre o transmucoso e o corpo do implante ($0,08\text{mm}\pm 0,64$), tabela 1. O ato cirúrgico altera o metabolismo do osso, que perde volume, isto é corroborado por Berglundh *et al.* (2005) que detectaram perda óssea nos primeiros três meses após a instalação de $0,12\text{ mm}\pm 0,19$ nos implantes Astra e de $0,53\text{ mm}\pm 0,18$ nos implantes Branemark.

A reabilitação protética também continua a afetar o nível ósseo. Essa alteração parece estar relacionada ao tipo de implante usado, à localização do implante (maxila ou mandíbula), ao tipo de prótese e à carga mastigatória (Naert *et al.*, 2002b).

O EGF (Fator de Crescimento Epidérmico ou Epitelial) da saliva, bem como o das células epiteliais, estimula a proliferação epitelial peri-implantar e tem início a formação do epitélio juncional peri-implantar. O epitélio juncional peri-implantar ganha mais camadas de célula e assume uma conformação semelhante à do epitélio juncional dos dentes naturais. Essa nova conformação do epitélio juncional peri-implantar aproxima-o da superfície osseointegrada, aumentando a concentração local de EGF e, em consequência, acelera a reabsorção óssea, tendo início a saucerização. Em dois trabalhos recentes, foram apresentadas revisões sobre as funções e o histórico da descoberta do EGF (Consolaro *et al.*, 2010). Uma vez formado o epitélio juncional peri-implantar e a saucerização, depois de algumas semanas ou meses se estabelece uma relação de distanciamento. Configura-se, então,

uma distancia biológica estável entre o osso cervical integrado ao implante e o epitélio juncional peri-implantar, tal como ocorre nos dentes naturais. A partir daí, tem-se um equilíbrio e estabilização da saucerização, permitindo que o osso volte a se corticalizar na superfície cervical. Provavelmente, em função dessa estabilização ao longo dos anos, a perda óssea cervical decorrente da saucerização diminui o seu ritmo (Cochran *et al.*, 2009) se as condições de higiene e saúde periodontal forem próximas das que se considera ideais. Essa situação pode ser observada em casos clínicos acompanhados por muitos anos após a colocação dos implantes osseointegráveis. O restabelecimento do epitélio juncional na mucosa bucal peri-implantar pode ser decorrente do estímulo dado pelo EGF do próprio epitélio mucoso, por um efeito conhecido como autócrino. Provavelmente isso esteja ocorrendo em toda a mucosa, mas especialmente nas áreas ulceradas, onde a esse efeito autócrino soma-se o do EGF salivar. Por isso, há um considerável aumento das camadas celulares epiteliais a ponto de formar o epitélio juncional peri-implantar. Uma vez promovida a junção epitélio-implante, a penetração do EGF salivar cessa ou reduz-se drasticamente e o processo de proliferação epitelial de renovação celular volta ao normal (Wayat & Zarb, 2002; Jemt, 2005).

Jemt (2005) avaliou a alteração óssea na região enxertada após seis anos e a perda óssea ao redor dos implantes após cinco anos em função. O pesquisador usou os implantes Branemark MKII, de dois estágios. No momento da instalação da prótese, o nível médio ósseo foi de 1,2 mm (DP 0,40). Após cinco anos em função a perda óssea variou entre 0,0 e 1,7 mm. Por outro lado, no caso do implante de um estágio, o epitélio juncional e o tecido conjuntivo aderem na área do transmucoso. Como esse tipo de implante não possui o microespaço no nível ósseo, o espaço biológico se mantém nessa região, e não causa a saucerização fisiológica, típica para implantes de dois estágios. Assim, não ocorre redução óssea no sentido ápico-coronal (Cochran, 2000). Os implantes SLA e SLActive de um estágio, são favoráveis a estabilização do nível ósseo, por isto não foi detectada alteração significativa do nível ósseo. O NMRO no grupo SLA, após a instalação das próteses,

aumentou gradativamente, para $0,11\text{mm}\pm 0,67$, $0,17\text{mm}\pm 0,80$ e $0,44\text{mm}\pm 0,66$, mas estatisticamente não foi detectada significância (Tabela 1, $p < 0,05$). No caso do grupo SLActive também não foi detectada significância no NMRO, durante os tempos estudados $-0,03\text{ mm}\pm 0,47$, $-0,04\text{ mm}\pm 0,26$, $-0,05\text{ mm}\pm 0,41$ (Tabela 2, $p < 0,05$). O NMRO pode ser explicado pela incidência da carga mastigatória que sempre afeta o osso (Simonis *et al.*, 2010).

O enxerto em bloco é indicado para adequar o volume ósseo do espaço protético ao implante selecionado (Nevins *et al.*, 1998; Hammerle *et al.*, 2002; Von Arx & Buser, 2006), fundamentando a metodologia aqui utilizada para adequar o espaço protético a sustentação e estabilidade do implante durante a carga mastigatória. Embora estes cuidados e considerando as melhores propriedades do osso autógeno, sabe-se que a perda do implante é possível e pode acontecer ou no momento do aperto do pilar ou com o implante em função (Naert *et al.*, 2002a; Clayman, 2006). Dois implantes receberam torque de 35 Ncm no momento do aperto do pilar, perderam a estabilidade e foram destacados da pesquisa, constituindo um percentual de perda compatível com o descrito por Jung *et al.* (2008) em uma revisão sistemática sobre o assunto.

Mesmo com um ganho ósseo horizontal obtido com o enxerto, foi registrado redução em altura nos períodos avaliados, corroborando com os achados Nevins *et al.* (1998) e de Meijndert *et al.* (2008).

Chamou atenção no grupo SLA o mínimo nível ósseo no período T0 de $-2,12\text{ mm}$ (Tabela 1). Pode-se observar que após a instalação da prótese, no tempo T0, ocorreu um aumento ósseo, muito provavelmente, conforme explicam Adell *et al.* (1981) em decorrência do próprio implante estimular o crescimento durante o período de reparação, na região mais próxima de sua extremidade coronal. O osso peri-implantar se posiciona mais coronalmente do que a plataforma do implante.

Foi verificado também que na região tratada com enxerto ósseo, após o implante receber a carga, o osso circundante sofreu alteração dimensional,

muito parecida com o comportamento ósseo sem tratamento com ROG, observado por Mayfield *et al.* (1998).

A avaliação do NMRO, por meio de radiografias, atualmente é um procedimento comum (Wayat & Zarb, 2002; Wakoh *et al.*, 2006). Mesmo existindo certo grau de distorção, as médias obtidas foram repetidas por duas vezes para minimizar o erro. O programa aqui utilizado, o Image Pro Plus, possuiu calibragem digital, uma ferramenta útil, indicada e utilizada para excluir o efeito da distorção radiográfica. Mesmo não se tendo utilizado um posicionador periapical personalizado, o comprimento do pescoço e comprimento total do implante, foram tomados como referências para calibrar suas dimensões e, posteriormente definir o NMRO nos lados mesial e distal de cada implante.

A superfície SLA, utilizada nesta pesquisa, atualmente é uma das mais estudadas (Buser *et al.*, 1991). Sabe-se que após o tratamento com jato de areia e ácidos sulfúrico e clorídrico, essa superfície apresenta micro rugosidades que favorecem um contato de 62% com osso, no período de seis semanas após a instalação do implante (Bosshardt *et al.*, 2011). Em função, o NMRO foi $0,08 \text{ mm} \pm 0,64$ (T0) e aumentou para T1 = $0,11 \text{ mm} \pm 0,67$, T2= $0,17 \text{ mm} \pm 0,80$ e T3 = $0,44 \text{ mm} \pm 0,66$ (Tabela 1). Observou-se que o aumento do NMRO foi gradativo, estando de acordo com Meijndert *et al.* (2008). Porém, a diferença entre os períodos não foi significativa ($p < 0,05$).

Neste sentido, sabe-se que a superfície SLActive, tem as mesmas propriedades físicas da superfície SLA, porém ela é fabricada em ambiente sem contato com ar e acondicionada dentro de uma ampola com soro fisiológico, até o momento do uso e imediata instalação no leito cirúrgico (Ehrenfest *et al.*, 2011). Isto quimicamente possibilita um aumento da energia e da hidrofília na superfície do implante e como consequência favorece uma diminuição do ângulo dinâmico de contato, acelera a resposta histológica e possibilita a osseointegração para um período entre duas a quatro semanas (Albrektsson *et al.*, 2004; Rupp *et al.*, 2011). Os implantes com superfície

SLActive foram reabilitados proteticamente seis semanas após a instalação, corroborando com os resultados de Markovic *et al.*(2011), que utilizaram o mesmo tipo de implantes, após levantamento atraumático do seio maxilar, e, durante um ano de avaliação não foi detectada nenhuma alteração que comprometesse a vida útil das próteses, corroborando com os resultados de Zambom *et al.* (2011), que também detectaram, independentemente, a carga mastigatória ou da ROG, crescimento ósseo ao redor dos implantes SLActive, representado por uma fina camada óssea em contato direto com o implante, desenvolvendo-se em direção coronal.

Foi detectado pequeno crescimento ósseo entre períodos T1 e T2 e entre T2 e T3, porém sem significância estatística (Tabela 2, $p < 0,05$). Seis semanas após a instalação, os implantes foram carregados proteticamente. No primeiro período de avaliação (T0), o NMRO foi baixo ($-0,05\text{mm} \pm 0,60$) mostrando que não ocorreu reabsorção. Esse dado foi considerado importante, porque evidenciou um comportamento ósseo, normalmente diferente após o trauma cirúrgico. No grupo SLActive detectou-se um nível ósseo, sempre posicionado coronalmente à borda do implante, entre as regiões rugosa e lisa, utilizadas como referência após a instalação para a medida do NMRO. Essa resposta óssea, muito provavelmente, pode ser explicada pela característica da superfície do implante, que além de estimular o crescimento ósseo, impede a reabsorção que normalmente acontece em virtude do trauma durante a abertura da loja cirúrgica para a instalação do implante. Os dados aqui obtidos estão de acordo com os resultados apresentados por Schwarz *et al.* (2010), que após criarem defeitos ósseos de vários tamanhos, detectaram com auxílio de técnica histomorfométrica, uma regeneração óssea significativa em defeitos de 2 mm de altura.

Nos períodos seguintes, (T1, T2 e T3), o NMRO não ultrapassou a borda do implante. O último período, após um ano em função, o NMRO foi igual ao do período T0 ($T3 = -0,05 \text{ mm} \pm 0,41$). A alteração óssea nos quatro períodos não apresentou diferença estatística significativa ($p < 0,05$). Esses dados parecem confirmar uma condição em que, de um lado, existe o trauma

como um fator natural para a reabsorção inicial, e do outro, existe alta energia na superfície SLActive contrapondo a consequência deste trauma. Assim, evitando essa perda óssea inicial que é a principal, o nível ósseo pôde ser mantido, sem alteração significativa nos períodos subsequentes do experimento, estando de acordo com as observações de Schwarz *et al.* (2010), e Markovic *et al.* (2011). As pesquisas sobre superfície SLActive basicamente são focadas para observar a rápida resposta óssea, ou seja, osseointegração em menor tempo e mais completamente que a superfície SLA (Buser *et al.*, 2004). Estas condições foram aqui, clinicamente confirmadas, porque o carregamento ocorreu apenas seis semanas após a instalação dos implantes, e, também porque se detectou um NMRO negativo nos períodos após carregamento protético (Tabela 2), em razão da boa osseointegração comprovada pela estabilidade clínica dos implantes após um ano em função e pela estética, porque não foi detectada mudança no perfil de emergência gengival. Além disto, estas condições sugerem que à longo prazo pode se esperar estabilidade do nível ósseo, corroborando com Wayat *et al.* (2002), Kim *et al.* (2008) e Simonis *et al.* (2010) que observaram ocorrer uma maior alteração no nível ósseo no primeiro ano. Esta expectativa é suportada por Kim *et al.* (2008) que observaram implantes Straumann reabilitados com coroas unitárias ou prótese fixa durante 10 anos, e, por Zambon *et al.* e Mardas *et al.* em 2011 para os quais a estabilidade óssea ao longo do tempo ao redor da superfície SLActive é bastante promissora.

As alterações químicas nesta superfície abriram um novo capítulo sobre a osseointegração. Comparando as duas superfícies, durante um ano em função, com 95% de intervalo de confiança, o NMRO foi $0,20\text{mm} \pm 0,70$ (SLA) e diferiu segundo o teste F do grupo SLActive tabela 3 ($-0,04 \text{ mm} \pm 0,44$). Essa diferença foi estatisticamente significativa (Agrupamento Tukey, $p < 0,05$). O NMRO ao redor da superfície SLA foi menor do que o encontrado por Cochran *et al.* (1996). Na superfície SLActive, o NMRO foi menor do que o encontrado por Bornstein *et al.* (2010). Estas diferenças podem ser creditadas, muito provavelmente, pelas diferentes metodologias utilizadas. Cochran *et al.*

avaliaram a densidade óssea nas radiografias periapicais, digitalizadas. Mesmo usando o posicionador personalizado para cada paciente, os mesmos não calcularam a distorção da radiografia empregada. Por outro lado, Bornestein *et al.*, além dos outros parâmetros, avaliaram a distância entre a plataforma do implante e o contato mais coronal com osso. Porém eles não diminuíram os valores da área do transmucoso, que nesse caso mediu 2,8 mm.

Os principais motivos que afetam o nível ósseo ao redor do implante são remodelação, trauma cirúrgico e carregamento protético (Adell *et al.*, 1986; Lekholm *et al.*, 1986; Tehemer, 1999; Albrektsson *et al.*, 2012; Quian *et al.*, 2012). O fator instrumentação durante a cirurgia pode ser um dos motivos para explicar as reabsorções ósseas detectadas nos lados mesial e distal dos implantes (Gráfico 4). Como os implantes foram instalados pelo mesmo operador, os melhores resultados observados na superfície da amostra SLActive pode ser explicada em decorrência do diferente tratamento da sua superfície com relação a superfície dos implantes SLA, superando o efeito de instrumentação durante a cirurgia.

Sabe-se que as superfícies SLA e SLActive, são fisicamente iguais, o formato e o tipo dos implantes também são iguais, apenas diferem no tratamento químico dado a superfície SLActive. Lang *et al.*, (2011) compararam histologicamente a osseointegração entre as duas superfícies. Na superfície SLA, detectaram 32,4% de contato entre o osso e a superfície do implante, enquanto que na superfície SLActive este valor foi de 48,3%. Em algumas regiões, a superfície SLActive mostrou o Contato entre Implante e Osso (CIO) quase completo, com presença de trabéculas mineralizadas. Quarenta e oito dias após, o CIO atingiu 62% nas duas superfícies. Aqui se detectou dois níveis ósseos significativamente diferentes ($p < 0,05$), não apenas nas primeiras semanas, mas também após um ano em função. Este resultado sugere a comprovação de um comportamento ósseo diferente nas duas superfícies estudadas, onde os resultados foram significativamente melhores no caso da superfície SLActive.

7. CONCLUSÃO

De acordo a metodologia empregada e os resultados obtidos, pode-se concluir que nos implantes com superfície SLActive o NMRO foi significativamente menor que o detectado na superfície SLA, com especial atenção para o nível ósseo que não reduziu em função da carga mastigatória durante doze meses de avaliação.

REFERÊNCIAS*

1. Abrahamsson I, Berglundh T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clin Oral Impl Res.* 2009; 20 Suppl 4: 207-215.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lidhe J, Eriksson B *et al.* Marginal Tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. (I). A 3 year longitudinal prospective study. *Int J Maxillofac Surg.* 1986; 15:39-52.
4. Albrektsson T, Wennberg A. Oral Implant surfaces: part 1-review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 536-543.
5. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. Crestal bone loss and oral implants. *Clin Impl Dent Relat Res.* 2012; vol. 14 (6): 783-791.
6. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reaction to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2005; 32: 925-932.
7. Bittar-Cortez JA, Passeri LA, de Almeida SM, Haiter Neto F. Comparison of peri-implant bone level assessment in digitalized conventional radiographs and digital subtraction images. *Dentomaxillofacial Radiology* 2006a; 35: 258-262.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

8. Bittar-Cortez JA, Passeri LA, Bóscolo FN, Haiter Neto F. Comparison of hard tissue density changes around implants assessed in digitalized conventional radiographs and subtraction images. *Clin Oral Impl Res.* 2006b; 17: 560-564.
9. Blanes RJ. To what extent does the crown implant ratio affect the survival and complications of implant supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Impl Res.* 20 (Suppl. 4), 2009; 67–72.
10. Bornstein MM, Wittneben JG, Bragger U, Buser D. Early loading of 21 days of non-submerged titanium implants with chemically modified sandblasted and acid-etched surface: 3-year results of a prospective study in the posterior mandible. *J Periodontol.* 2010; 81: 809-818.
11. Bosshardt DD, Salvi GE, Huynh-Ba G, Donos N, Lang NP. The role of bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surface in man. *Clin Oral Impl Res.* 2011; 22: 357-364.
12. Branemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prosthesis. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969; 3: 81-100.
13. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristic on bone integration of titanium implants. A histometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991; 25: 889-902.
14. 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(7): 529-533.
15. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL. Tissue alteration at implant supported single-tooth replacement: a 1 year prospective clinical study. *Clin Oral Impl Res.* 2006; 17: 165-171.

16. Chang PC, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Impl Res* 21, 2010; 1–12.
17. Clayman L. Implant reconstruction of the bone grafted maxilla: review of the literature and presentation of 8 cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64: 674-682.
18. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Herman 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 Impl Res.* 1996; 7: 240-252.
19. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Impl Res.* 2000; 11 Suppl: 33–58.
20. Cochran D, Buser D, Tem Brugenkate C, Weingart D, Taylor T, Bernard J, Peters F, Simpson J. The use of reduce healing times on ITI implants with sand-blasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Impl Res.* 2002; 13: 144-153.
21. Cochran DL, Nummikoski PV, Schoolfield JD, Jones AA. A prospective multicenter 5 years radiographic evaluation of crestal bone levels over time in 596 dental implants. *J Periodontol.* 2009; 80: 725-733.
22. Consolaro A, Savi de Carvalho R, Franciscone CEJ, Consolaro MFMO, Franciscone CE. Saucerização de implantes osseointegrados e o planejamento de casos clínicos ortodônticos simultâneos. *Dent Press J Orthod.* 2010 May-June;15(3):19-30.
23. Cvijic G, Silva LLB, Silva WAB, Mazzoneto R, Silva FA. Comparação clínica e radiográfica do carregamento protético precoce entre implantes com

- superfícies física e quimicamente modificadas, inseridos em áreas enxertadas em maxila. *Balkan J Stom.* 2010; 14(3): 133-140.
24. Ehrenfest DMD, Coelho PG, Kang BS, Sul YT, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol.* 2010 Apr; 28 (4):198-206.
25. Ehrenfest DMD, Vazquez L, Park YJ, Sammartino G, Bernard JP. Identification card of the chemical and morphological characteristics of 14 dental implants system. *J Oral Implantol.* 2011; 37(5): 525-542.
26. Eickholz P, Hausmann E. Accuracy of radiographic assessment of interproximal bone loss in intrabony defects using linear measurements. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108: 70-73.
27. Hammerle SCF, Ronal EJ, Feloutzis A. A systematic review of the survival of implants in bone sites augmented with barrier membranes (guided bone regeneration) in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol.* 2002; 29 Suppl 3: 226-231.
28. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3 dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 2007; 22:301-309.
29. Jemt T. Single implants and buccal bone grafts in the anterior maxilla: measurements of buccal crestal contours in a 6 year prospective clinical study. *Clin Impl Dent and Relat Res.* 2005; 7(3): 127-135.
30. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NL. A systemic review of 5 year survival and complication rates of implant supported single crowns. *Clin Oral Impl Res.* 2008; 19: 119-130.
31. Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterial and implant surface: on the role of cleanliness, contamination, and preparation procedure. *J Biomed Mater Res.* 1988; 22: 145-158.

32. Kilpadi DV, Lemons JE. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. *J Biomed Mater Res.* 1994; 28: 1419-1425.
33. Kim DM, Badovinac RL, Lorenz RL, Fiorellini JP, Weber HP. A 10 year prospective clinical and radiographic study of one-stage dental implants. *Clin Oral Impl Res.* 2008; 19: 254-258.
34. Qian J, Wennenberg G, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Impl Dent Relat Res.* 2012; vol. 14 (6): 792-807.
35. Lang NL, Giovanni SE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surface in humans. *Clin Oral Impl Res.* 2011; 22: 349-356.
36. Lekholm U, Adell R, Lindhe J, Branemark PI, Eriksson B, Rockler B *et al.* Marginal Tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. (II) A cross-section retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 15: 53-61.
37. Mardas N, Schwarz F, Hakimi AZ, Donos N. The effect of SLActive surface in guided bone formation in osteoporotic-like conditions. *Clin Oral Impl Res.* 2011; 22: 406-415.
38. Markovic A, Colic S, Drazic R, Gacic B, Todorovic Lj, Stajcic Z. Resonance frequency analysis as a reliable criterion for early loading sandblasted/acid-etched active surface implants placed by osteotome sinus floor elevation technique. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 2011; 26: 718-724.
39. Mayfield L, Skoglund A, Nobréus N, Attstrom R. Clinical and radiographic evaluation, following delivery of fixed reconstruction, at GBR treated titanium fixtures. *Clin Oral Impl Res.* 1998; 9: 292-302.
40. Meijndert L, Raghoobar GM, Meijer HJA, Vissink A. Clinical and radiographical characteristics of single-tooth replacement preceded by local ridge augmentation: a prospective randomized clinical trial. *Clin Oral Impl Res.* 2008; 19: 1295-1303.

41. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 1: A longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Impl Res.* 2002a; 13: 381-389.
42. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: A longitudinal radiographic evaluation. *Clin Oral Impl Res.* 2002b; 13: 390-395.
43. Nevins M, Mellonig JT, Clem DS, Reiser GM, Buser DA. Implants in regenerated bone: Long-term survival. *Int J Periodont Rest Dent.* 1998; 18: 35-45.
44. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol.* 2002; 73: 322-333.
45. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *J Biomed Mater Res.* 2006; 76: 323-334.
46. Rupp F, Scheideler L, Eichler M, Geis-Gerstorfer J. Wetting behavior of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 2011; 26(6): 1256-66.
47. Schenk R K, Buser D. Osseointegration: a reality? *Periodontology* 2000. 1998; 17: 22-35.
48. Schwarz F, Jung RE, Fienitz T, Wieland M, Becker J, Sager M. Impact of guided bone regeneration and defect dimension on wound healing at chemically modified hydrophilic titanium implant surfaces: an experimental study in dogs. *J Clin Peridontol.* 2010; 37: 474–485.
49. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long term implant survival and success: a 10-16 year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Impl Res.* 2010; 21: 772-777.

50. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future conditions. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1999; 14:127-136.
51. Tsiklakis K, Damaskos S, Kalivas D, Nicopulou-Karayianni K, Van der Stelt P.F. The use of digital subtraction radiography to evaluate bone healing after surgical removal of radicular cyst. *Oral Radiol.* 2005; 21: 56-61.
52. Von Arx T, Buser D. Horizontal ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients. *Clin Oral Impl Res.* 2006; 17: 359-366.
53. Wakoh M, Nishikawa K, Otonari T, Yamamoto M, Harada T, Sano T *et al.* Digital subtraction technique for evaluation of peri-implant bone change in digital imaging. *Bull Tokyo Dental Coll.* 2006; 47(2): 57-64.
54. Wayat CCL, Zarb GA. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prosthesis. *Clin Oral Impl Res.* 2002; 13: 162-168.
55. Wennström JL, Ekestubbo A, Grondhal K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5 years prospective study. *J Clin Periodontol.* 2005; 32: 567-574.
56. Zambon R, Mardas N, Horvath A, Petrie A, Dard M, Donos N. The effect of loading in regenerated bone in dehiscence defects following a combined approach of bone grafting and GBR. *Clin Oral Impl Res.* 2011; 23(5): 591-601.

APÊNDICES

Apêndice 1 – Inventário Clínico

DADOS PESSOAIS				
Nome:				
End. Residencial:			N°	
Bairro:		CEP:		
Cidade:	Estado:	Tel: ()	Celular: ()	
E-mail:			Estado Civil:	
Nome do Cônjuge:				
Data de nascimento: / /		Idade:	Cor da pele:	Sexo:
Naturalidade:			Nacionalidade:	
RG:		CPF:		

FILIAÇÃO		
Nome do pai:		
Nome da mãe:		
Responsável legal:		
Indicação Dr. (a):		
DADOS PROFISSIONAIS		
Nome da empresa que trabalha:		
End. Comercial:		N°
Bairro:	Cep:	Tel: ()
Profissão:	Horário de trabalho:	
Cargo que ocupa:		

SEÇÃO DE IDENTIFICAÇÃO LEGAL

DENTES: (assinalar c/ um círculo quando o dente for decíduo)

18-

17-

16-

15/55-

14/54-

13/53-

12/52-

11/51-

21/61-

22/62-

23/63-

24/64-

25/65-

26-

27-

28-

38-

37-

36-

35/75-

34/74-

33/73-

32/72-

31/71-

41/81-

42/82-

43/83-

44/84-

45/85-

46-

47-

48-

OBSERVAÇÕES: *(Anotações do C.D.)*

_____, de _____ de

Assinatura do Paciente ou Responsável Legal

ANAMNESE

1) Motivo pelo qual está nos procurando:.....
.....

.....
.....

A) ODONTOLÓGICO

- 2) Com que frequência você visita o seu dentista?.....
3) Quando foi a sua última consulta?.....
4) Quantas vezes por dia você escova seus dentes?.....
5) Usa fio dental?.....
6) Seus dentes são sensíveis à mudança de temperatura?.....
7) Seus dentes são sensíveis à alimentos doces?.....
8) Sua gengiva sangra na escovação?.....
9) Tem hábito de morder objetos?.....
10) Já notou alguma mobilidade em seus dentes?.....

B) GERAIS

- 11) Está sob tratamento médico?.....
Qual?.....
12) Faz uso de algum medicamento.....
Qual?.....
13) Já se submeteu a alguma cirurgia?.....
Qual?.....
14) Já foi hospitalizado?.....
Por que?.....
15) Se mulher faz uso de anticoncepcional?.....
Qual?.....
16) Está grávida?.....
17) Consome bebida alcoólica?..... Frequência?.....
18) Fuma?..... O que?.....
Qual quantidade/dia?.....
19) Consome drogas?..... Qual?.....
Com que frequência?.....

C) ALERGIAS

- 20) Teve reação a algum medicamento?.....
Qual?.....
21) Já se submeteu a anestesia dentária?.....
Teve alguma reação?.....

- 22) Já se submeteu a anestesia geral?.....
Por que?.....

- 23) Tem alergia a algum alimento?.....

D) DISTÚRBIOS RESPIRATÓRIOS

- 24) Tem ou teve pneumonia?.....
25) Tem ou teve sinusite?.....
26) Tem ou teve rinite?.....
27) Tem ou teve bronquite?.....
28) Tem ou teve asma?.....

E) DISTÚRBIOS CARDIO-VASCULARES

- 29) Sente dores no peito?.....
30) Sente falta de ar ou cansaço a esforços leves?.....
31) Sangra muito quando se corta ou extrai dentes?.....

F) DISTÚRBIOS ENDÓCRINOS

- 32) Tem polifagia? (come demais).....
33) Tem Polidipsia? (muita sede).....
34) É diabético?.....
35) Sua menstruação é regular?.....

G) DISTÚRBIOS GASTROINTESTINAIS

- 36) Tem gastrite?.....
37) Tem úlcera?.....

H) DISTÚRBIOS NEUROLÓGICOS

- 38) Tem desmaios freqüentes?.....
39) Tem cefaléias (dores de cabeça) freqüentes?.....
40) Tem convulsões?.....
41) É epilético?.....

I) DISTÚRBIOS RENAIIS

- 42) Tem ou teve nefrite?.....
43) Tem insuficiência renal?..... Faz hemodiálise?.....
44) Tem ou teve cistite?.....

J) DISTÚRBIOS SANGÜÍNEOS

- 45) Tem anemia?.....

46) Tem leucemia?.....

47) Tem hemofilia?.....

48) Já realizou transfusões sanguíneas?.....

Por que?.....

49) Já teve hemorragia?..... Por que?.....

K) DISTÚRBIOS DAS ARTICULAÇÕES/OSSOS

50) Já fraturou algum osso?.....De qual região?.....

51) Tem febre reumática?.....

L) DOENÇAS TRANSMISSÍVEIS

52) Tem alguma doença sexualmente transmissível?.....

Qual?.....

53) Tem AIDS?.....

M) DISTÚRBIOS OFTÁLMICOS

54) Tem glaucoma?.....

N) DISTÚRBIOS HEPÁTICOS

55) Tem ou teve hepatite?.....

O) DISTÚRBIOS NA A. T. M.

56) Range os dentes à noite?.....

57) Mastiga de um lado só?.....

Por que?.....

58) Sente dor na região próxima aos ouvidos?.....

59) Quando abre ou fecha a boca ouve algum estalido?.....

P) ANTECEDENTES FAMILIARES

60) Tem alguém doente na família?.....

Qual moléstia?.....

61) Houve algum falecimento recente?.....

Qual o motivo?.....

_____, de _____ de _____

Assinatura do Paciente ou Responsável

Declaro que os dados, inclusive cadastrais, por mim mencionado;
são verdadeiros. Comprometo-me a informar qualquer alteração no
meu quadro de saúde atual.

EXAME CLÍNICO

ASPECTO GERAL DO PACIENTE:

1) INSPEÇÃO LOCO-REGIONAL (extra oral)

- erupções -
- nódulos -
- musculatura -
- manchas -
- cadeia ganglionar -
- cicatrizes -
- assimetria face e pescoço -
- outros -

2) INSPEÇÃO BUCO-DENTÁRIA (intra oral)

- lábios -
- bochechas -
- espaço retromolar -
- língua -
- assoalho bucal -
- palato -
- amígdalas -
- dentes retidos -
- diastema -
- freios/bridas -
- atrição/abrasão/erosão -
- hipoplasia de esmalte -
- manchas -
- cálculo/tártaro -
- retração gengival -
- mobilidade dental -
- oclusão -
- anormalidade na fala -
- higiene oral -
- fluxo salivar -
- outros -

3) SINAIS VITAIS

pulso -(normal 60 a 90 bpm)

pressão arterial:(normal 90mm Hg/130mmHg)

frequência respiratória:(normal 15 a 20 mov/min)

temperatura:(normal 36,8+0,2°C)

4) RADIOGRAFIAS

paciente trouxe radiografias?.....Quais?.....

trouxe modelos?.....Quais?.....

OBSERVAÇÕES: *(anotações do C.D.)*

.....
.....
.....
.....

_____, de _____ de _____

_____ Assinatura do Paciente ou Responsável Legal

PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO

1ª FASE		2ª FASE	
Data	Tratamento	Data	Tratamento
3ª FASE		4ª FASE	
Data	Tratamento	Data	Tratamento

TRATAMENTO REALIZADO

DATA	DENTE	TRABALHO

Apêndice 2 – Avaliação Radiográfica

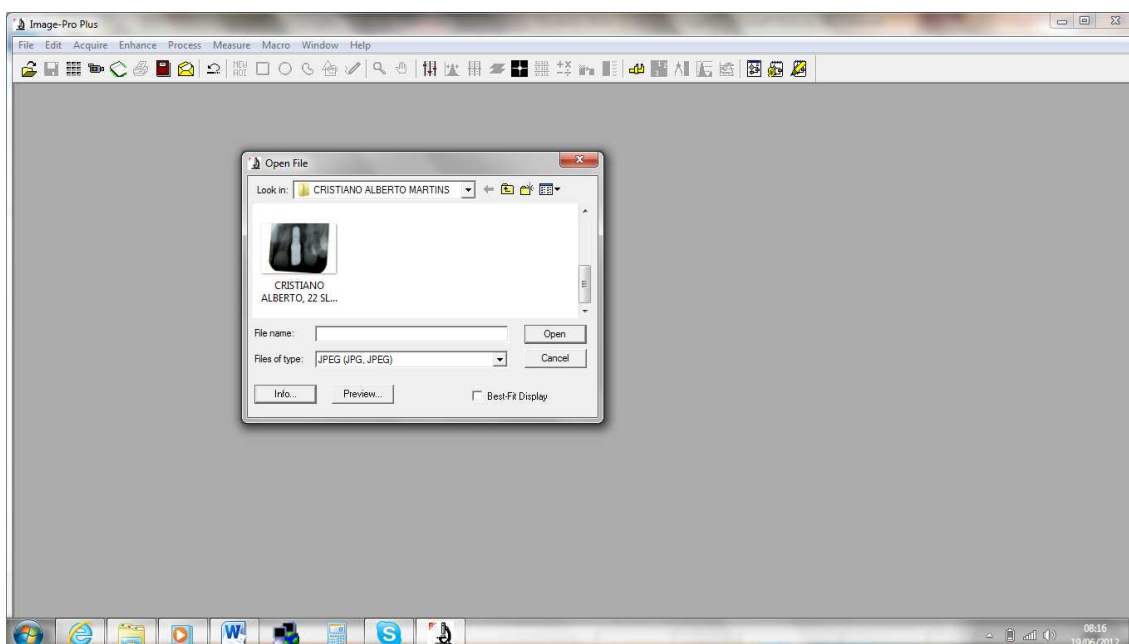


Figura 1 – Radiografia periapical aberta no programa *Image Pro Plus*

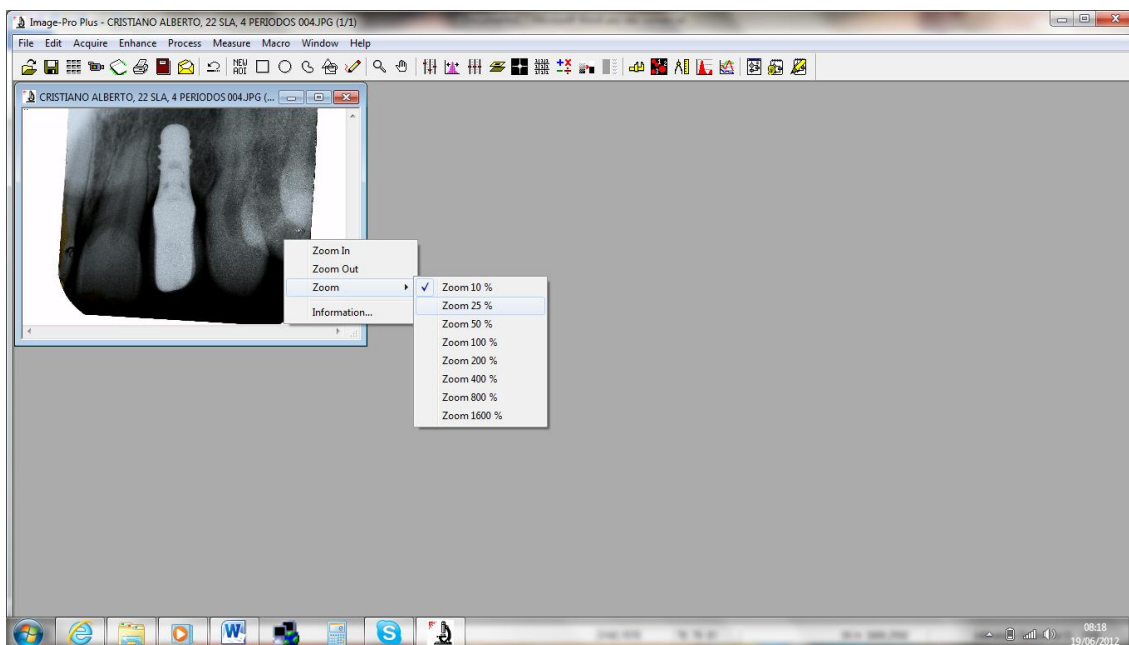


Figura 2 - Aumento de 25% da imagem.

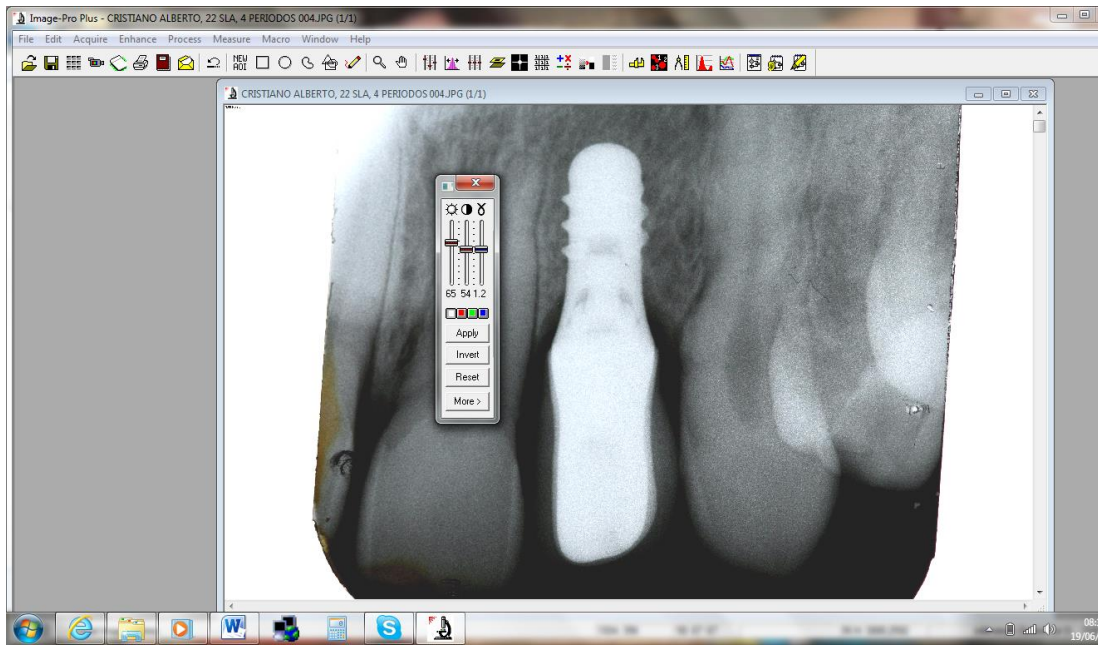


Figura 3 - Ajuste do brilho e contraste da imagem radiográfica.

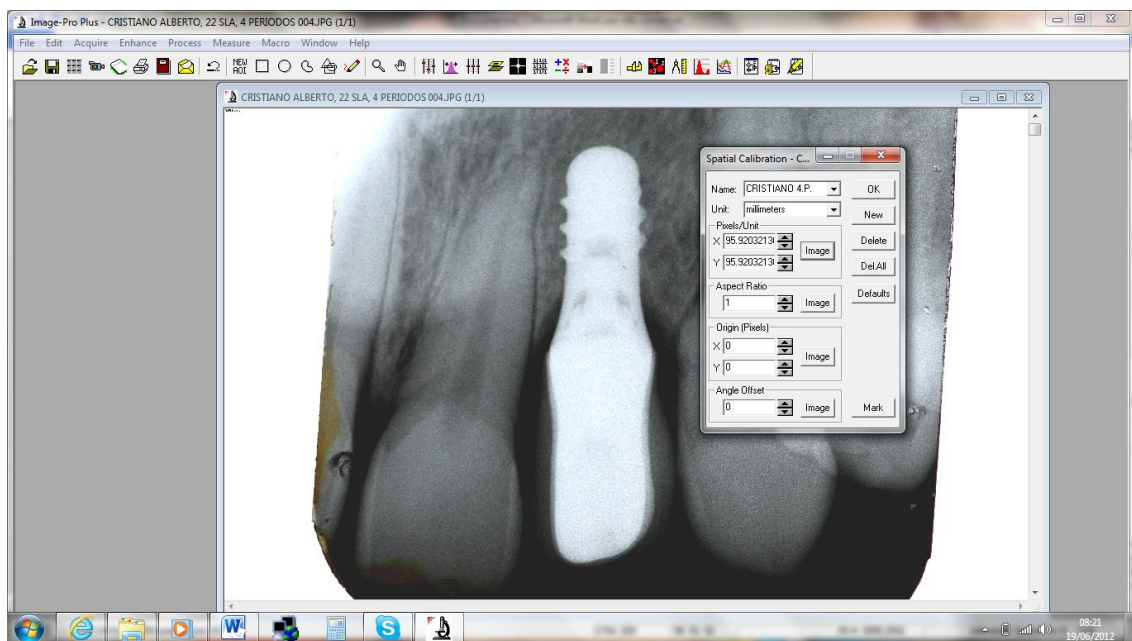


Figura 4 – Processo de calibragem.

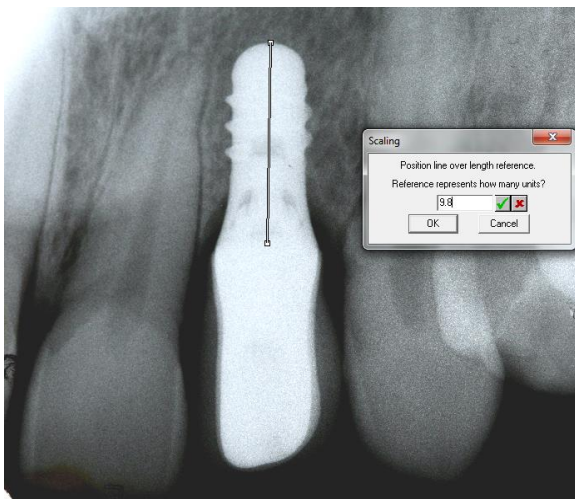


Figura 5 – Calibragem da imagem em função do comprimento conhecido do implante.

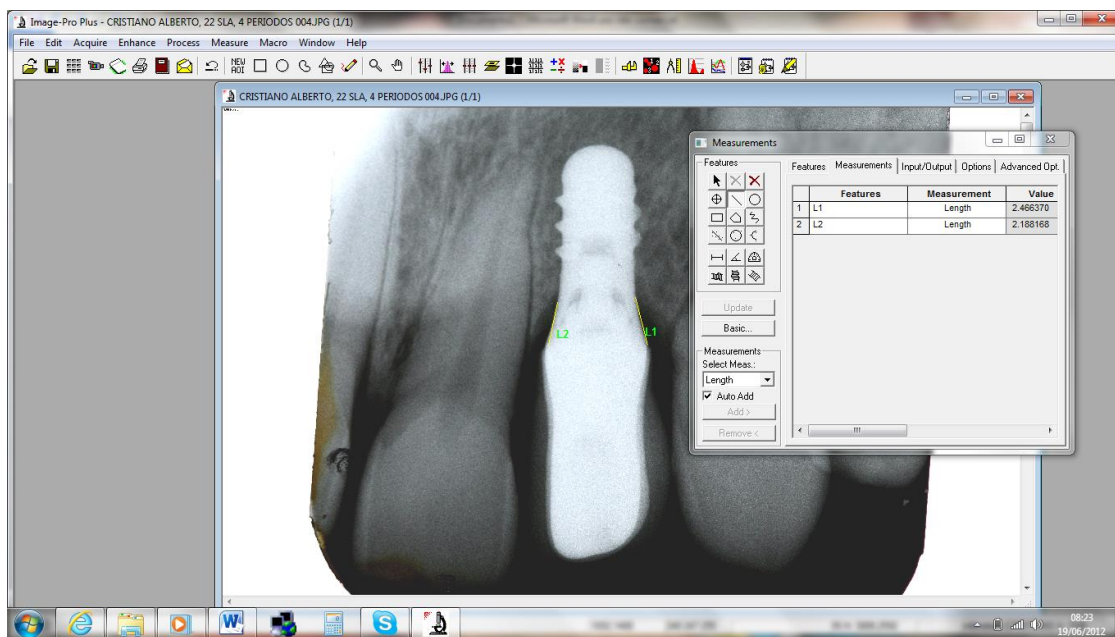


Figura 6 - Identificação dos pontos demarcados para a determinação do NMRO.

Apêndice 3 – Análise Estatística

Tabela 1 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLA, no período T0.

NRO, superfície SLA, T0						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,9245	0,4971	0,7108	-0,4843	-0,5301	-0,5072
2.	0,0215	0,3191	0,1703	-0,2719	0,0531	-0,1094
3.	0,2011	0,5346	0,36785	-0,1654	-0,1544	-0,1599
4.	0,8766	1,0951	0,98585	0,0571	-0,126	-0,03445
5.	0,2616	0,2881	0,27485	0,4361	0,3588	0,39745
6.	0,411	0,4143	0,41265	0,1308	0,0226	0,0767
7.	-0,1775	-0,1167	-0,1471	-2,0001	--2,2433	--2,1217
8.	0,9118	1,008	0,9599	0,0398	-0,2877	-0,12395
9.	0,0831	0,1321	0,1076	0,1932	0,1734	0,1833
10.	0,1002	0,1443	0,12225	0,0993	0,0701	0,0847

Tabela 2 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLA, no período T1.

NRO, superfície SLA, T1						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,3731	0,3895	0,3813	-0,0544	-0,6777	-0,36605
2.	0,1785	-0,0418	0,06835	-1,1566	-1,2132	-1,1849
3.	-0,4955	-0,479	-0,48725	0,2799	0,3089	0,2944
4.	1,0033	0,9904	0,99685	0,6354	0,5668	0,6011
5.	0,9627	0,9796	0,97115	0,5666	1,0804	0,8235
6.	0,6754	0,6992	0,6873	0,3423	0,389	0,36565
7.	-0,0335	0,071	0,01875	-1,999	-1,4	-1,6995
8.	0,6384	0,5889	0,61365	-0,4905	-0,2901	-0,3903
9.	0,1003	0,1765	0,1384	0,1912	0,0907	0,14095
10.	0,0709	0,0994	0,08515	0,033	0,1877	0,11035

Tabela 3 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLA, no período T2.

NRO, superfície SLA, T2						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,5864	0,6669	0,62665	0,5864	0,599	0,5927
2.	0,0592	0,0655	0,06235	-1,5457	-1,7153	-1,6305
3.	-0,3309	-0,4299	-0,3804	0,5397	1,161	0,85035
4.	-0,1748	-0,7029	-0,43885	0,693	0,5563	0,62465
5.	0,9833	0,7149	0,8491	0,6187	0,3227	0,4707
6.	0,6038	1,201	0,9024	0,0852	0,3577	0,22145
7.	-1,0619	-1,2414	-1,15165	-1,4382	-1,5157	-1,47695
8.	0,4361	0,7615	0,5988	1,1403	1,3213	1,2308
9.	0,2023	0,2302	0,21625	0,4	0,32	0,36
10.	0,4596	0,9002	0,6799	0,2331	0,3202	0,27665

Tabela 4 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLA, no período T3.

NRO, superfície SLA, T3						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,7551	0,7555	0,7553	0,4866	0,486	0,4863
2.	-1,0606	-0,8653	-0,96295	-1,0297	-0,7941	-0,9119
3.	-0,2075	-0,568	-0,38775	0,3044	0,3583	0,33135
4.	1,8234	1,7123	1,76785	1,5434	1,1069	1,32515
5.	1,0224	0,8541	0,93825	0,6462	0,3095	0,47785
6.	0,6507	0,0861	0,3684	-0,2849	0,3935	0,0543
7.	0,9172	-0,2567	0,33025	0,9025	0,8383	0,8704
8.	0,7912	0,6747	0,73295	1,0394	1,1967	1,11805
9.	0,2266	0,3607	0,29365	0,51	0,299	0,4045
10.	0,2988	0,5203	0,40955	0,498	0,6503	0,57415

Tabela 5 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLActive, no período T0

NRO, superfície SLActive, T0						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,5203	0,4197	0,47	-1,2062	-1,1011	-1,15365
2.	0,6148	0,6287	0,62175	-0,1257	-0,151	-0,13835
3.	-	-	-	-	-	-
4.	-1,362	-1,4652	-1,4136	0,0202	-0,1183	-0,04905
5.	-0,8403	-0,577	-0,70865	0,2783	0,0855	0,1819
6.	-	-	-	-	-	-
7.	0,5035	0,5035	0,5035	0,3094	0,4768	0,3931
8.	-0,034	-0,3438	-0,1889	0,5142	0,1185	0,31635
9.	-0,3049	-0,3517	-0,3283	0,3646	0,4716	0,4181
10.	0,1234	0,1893	0,15635	0,1344	0,2136	0,174

Tabela 6 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLActive, no período T1.

NRO, superfície SLActive, T1						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,5168	0,3789	0,44785	0,6874	0,5625	0,62495
2.	-0,2511	-0,0359	-0,1435	0,4027	0,1775	0,2901
3.	-	-	-	-	-	-
4.	-0,6385	-0,1941	-0,4163	-1,2103	-1,3546	-1,28245
5.	-0,4151	-0,784	-0,59955	0,1696	0,3467	0,25815
6.	-	-	-	-	-	-
7.	-0,0692	-0,1375	-0,10335	-0,4834	-0,1619	-0,32265
8.	0,1372	0,0996	0,1184	0,4851	0,2619	0,3735
9.	-0,0061	-0,1613	-0,0837	0,3626	0,2296	0,2961
10.	-0,0017	0,1219	0,0601	-0,0018	0,0933	0,04575

Tabela 7 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLActive, no período T2

NRO, superfície SLActive, T2						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,3757	0,4956	0,43565	0,1691	0,2182	0,19365
2.	-0,219	-0,0839	-0,15145	-0,432	-0,2329	-0,33245
3.	-	-	-	-	-	-
4.	-0,5192	-0,7668	-0,643	-0,2876	-0,346	-0,3168
5.	-0,3596	-0,0176	-0,1886	0,007	0,1972	0,1021
6.	-	-	-	-	-	-
7.	0,0888	0,0418	0,0653	0,2612	0,1728	0,217
8.	0,0826	0,0058	0,0442	0,0091	-0,0977	-0,0443
9.	-0,122	-0,1983	-0,16015	-0,0921	-0,1308	-0,11145
10.	0,0938	0,1049	0,09935	0,192	0,2398	0,2159

Tabela 8 – Nível de Reabsorção Óssea (NRO) (mm), no grupo de pacientes com superfície SLActive, no período T3.

NRO, superfície SLActive, T3						
N° do paciente	Mesial, 1° medição	Mesial, 2° medição	Mesial, valor médio	Distal, 1° medição	Distal, 2° medição	Distal, valor médio
1.	0,2096	-0,1159	0,04685	0,2173	0,3052	0,26125
2.	-0,2031	-0,2669	-0,235	0,3023	-0,069	0,11665
3.	-	-	-	-	-	-
4.	-0,1433	-0,6987	-0,421	-1,3758	-1,2634	-1,3196
5.	-0,2995	0,0903	-0,1046	0,1003	0,1847	0,1425
6.	-	-	-	-	-	-
7.	-0,0096	-0,0306	-0,0201	0,6098	0,3994	0,5046
8.	0,1071	-0,0073	0,0499	0,0272	-0,5403	-0,25655
9.	0,0077	-0,0272	-0,00975	-0,0309	-0,0692	-0,05005
10.	0,2289	0,2032	0,21605	0,3089	0,3881	0,3485

Variância – ANOVA

Tabela 1. Análise de Variância para grupo de implantes com superfície SLA.

Período	N°. Obs	N°	Média	DP
T0	20	20	0.0824950	0.6383356
T1	20	20	0.1134200	0.6682786
T2	20	20	0.1742250	0.7997579
T3	20	20	0.4435750	0.6628420

Tabela 2. Análise de Variância para grupo de implantes com superfície SLActive.

Período	N° Obs.	N°	Média	DP
T0	20	16	-0.0465937	0.5966660
T1	20	16	-0.0272875	0.4688364
T2	20	16	-0.0359500	0.2645535
T3	20	16	-0.0456500	0.4123039

Coeficientes de correlação Spearman

Tabela 1 – Lado mesial da Superfície SLA.

	T0	T1	T2	T3
T0	1,00000			
T1	0,62424^S p=0,0437	1,00000		
T2	0,13939 p=0,7009	0,44242 p=0,2004	1,00000	
T3	0,58788 p=0,0739	0,81818^S p=0,0038	0,28485 p=0,4250	1,00000

S=contraste significativo ao nível de 0,05 de significância.

Tabela 2 – Lado distal da Superfície SLA.

	T0	T1	T2	T3
T0	1,00000			
T1	0,64848^S p=0,0425	1,00000		
T2	-0,10303 p=0,7770	0,34545 p=0,3282	1,00000	
T3	-0,16667 p=0,6682	-0,03333 p=0,9322	0,48333 p=0,1875	1,00000

S=contraste significativo ao nível de 0,05 de significância.

Tabela 3 – Lado mesial da Superfície SLActive.

	T0	T1	T2	T3
T0	1,00000			
T1	0,60000 p=0,2848	1,00000		
T2	0,69048^S p=0,0480	0,30000 p=0,6238	1,00000	
T3	0,19048 p=0,6514	0,10000 p=0,8729	0,73810^S p=0,0366	1,00000

S=contraste significativo ao nível de 0,05 de significância.

Tabela 4 – Lado distal da Superfície SLActive.

	T0	T1	T2	T3
T0	1,00000			
T1	-0,11905 p=0,7789	1,00000		
T2	0,21429 p=0,6103	-0,09524 p=0,8225	1,00000	
T3	0,00000 p=1,0000	-0,09524 p=0,8225	0,83333^S p=0,0102	1,00000

S=contraste significativo ao nível de 0,05 de significância.

Dados de Base e Representações Básicas

XLSTAT 2009.6.01 - Gráficos univariados - em 02/01/2010 às 00:06:05

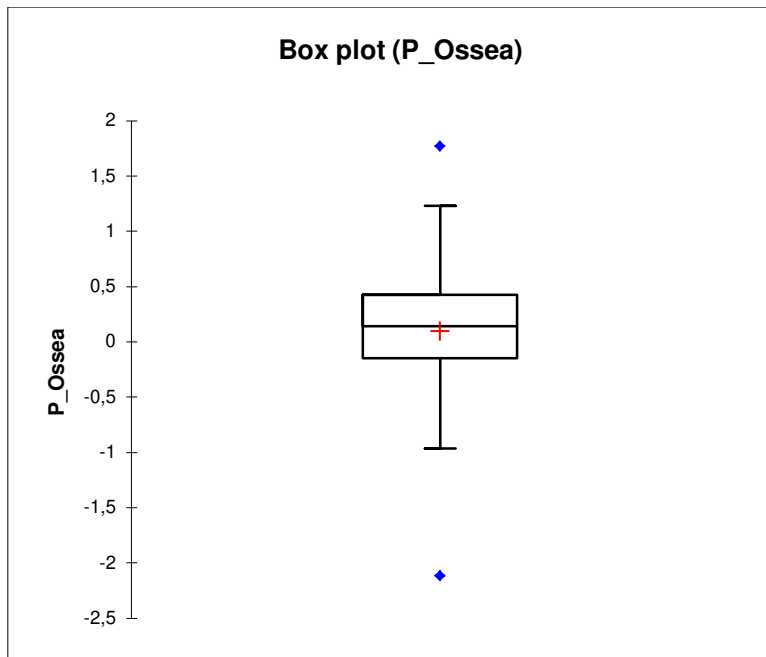
Dados quantitativos: Documento = RESULTADOS 28.12.2011.xls / Planilha = Plan2 / Intervalo = Plan2!\$D\$1:\$D\$161 / 160 linhas e 1 coluna

Dados qualitativos: Documento = RESULTADOS 28.12.2011.xls / Planilha = Plan2 / Intervalo = Plan2!\$C\$1:\$C\$161 / 160 linhas e 1 coluna

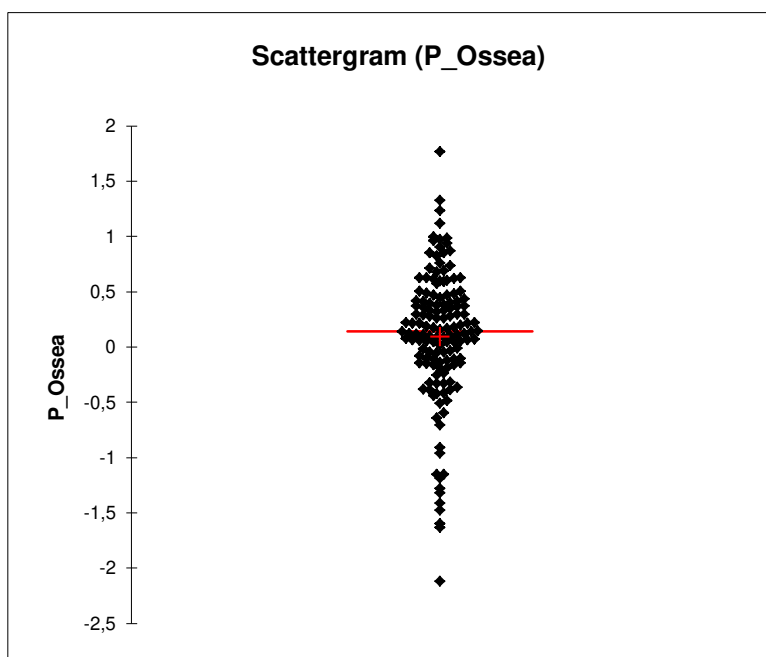
Estatísticas descritivas (Dados quantitativos):

Estatística	P_Ossea
No. de observações	160
No. de valores faltantes	17
Soma dos pesos	143
Mínimo	-2,122
Máximo	1,768
Freq. do mínimo	1
Freq. do máximo	1
Amplitude	3,890
1° Quartil	-0,145
Mediana	0,141
3° Quartil	0,427
Soma	13,486
Média	0,094
Variância (n)	0,368
Variância (n-1)	0,371
Desvio-padrão (n)	0,607
Desvio-padrão (n-1)	0,609
Coefficiente de variação	6,433
Assimetria (Pearson)	-0,843
Assimetria (Fisher)	-0,852
Assimetria (Bowley)	-0,001
Curtose (Pearson)	1,693
Curtose (Fisher)	1,797
Erro padrão da média	0,051
Limite inferior da média (95%)	-0,006
Limite superior da média (95%)	0,195
Erro padrão(Assimetria (Fisher))	0,203
Erro padrão(Curtose (Fisher))	0,403
Desvio absoluto médio	0,434
Desvio absoluto mediano	0,288
Média geométrica	
Desvio padrão geométrico	
Média harmônica	1,273

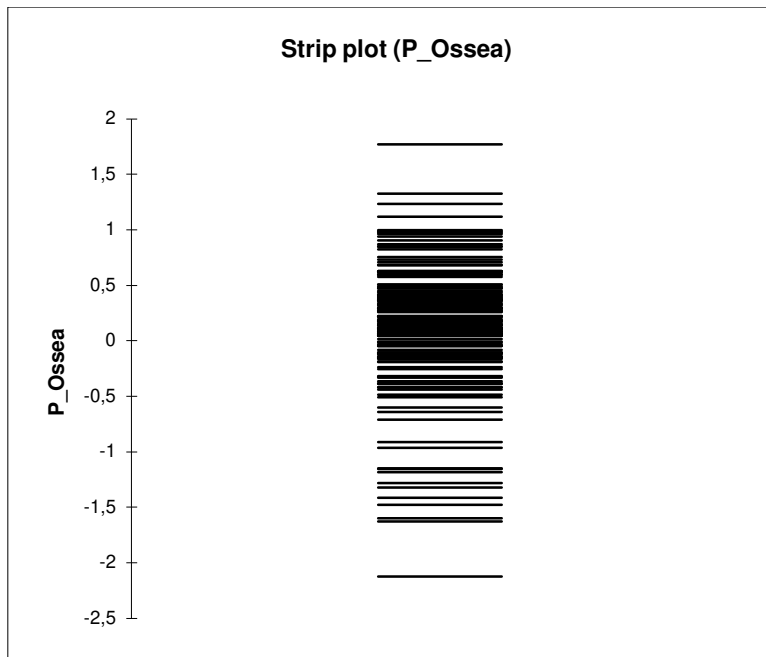
Box Plots:



Scattegrams:



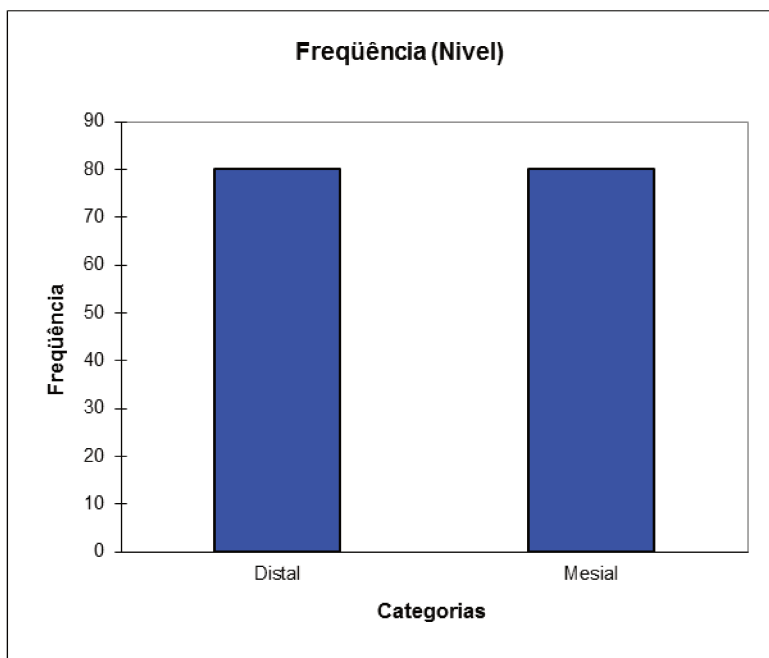
Strip plots:



Estatística descritiva (Dados qualitativos):

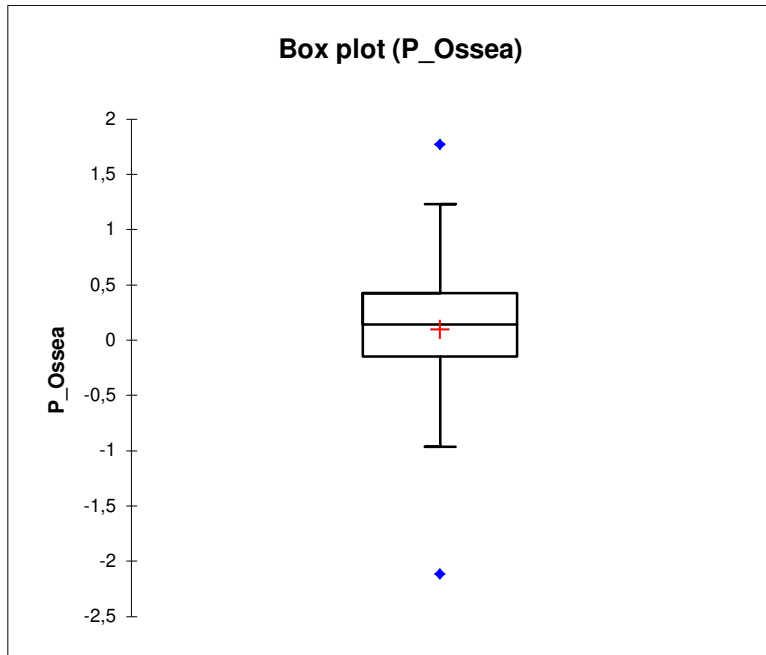
Amostra	No. de observações	No. de valores faltantes	Soma dos pesos	No. de categorias	Moda	Freq. Moda	Categoria	Frequência por categoria	Frequência rel. por categoria (%)
Nível	160	0	160	2	Mesial	80	Distal	80,000	50,000
							Mesial	80,000	50,000

Gráficos de barra:

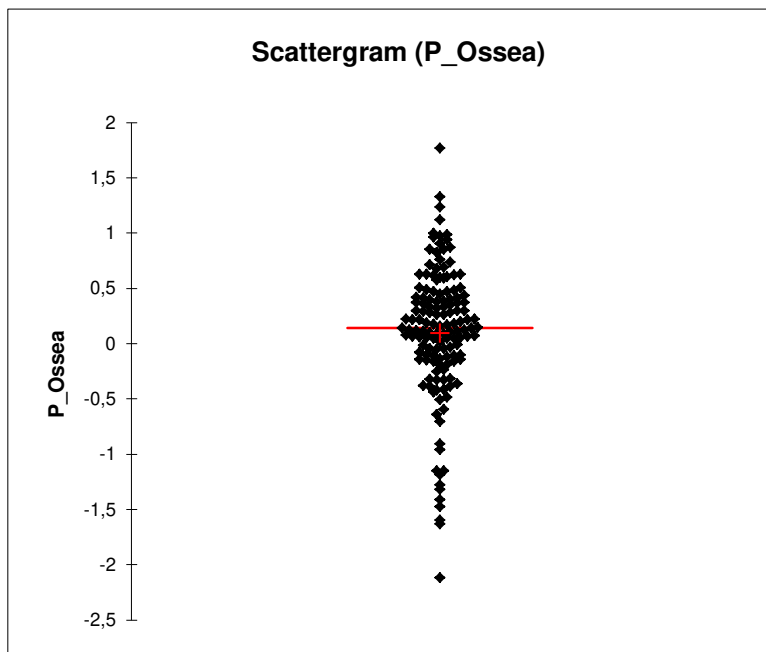


Tratamento

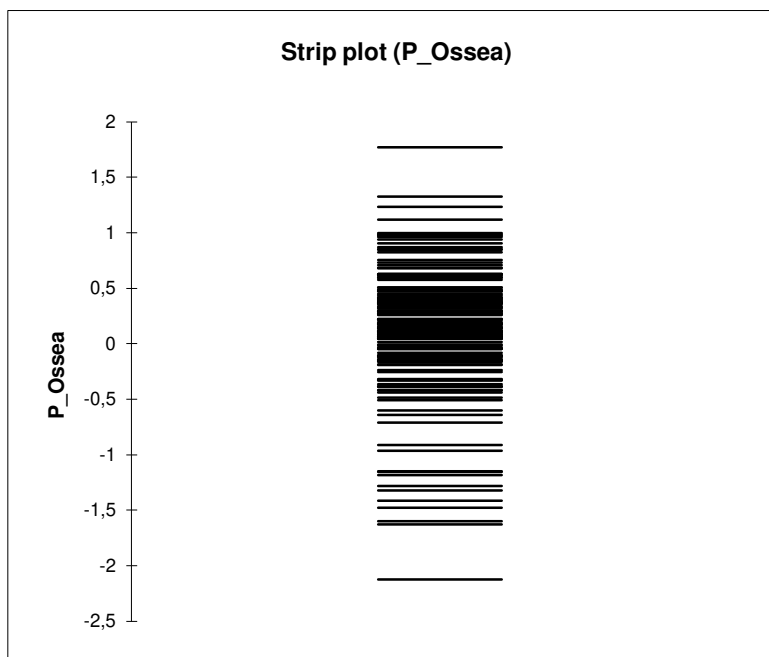
Box Plots:



Scattegrams:



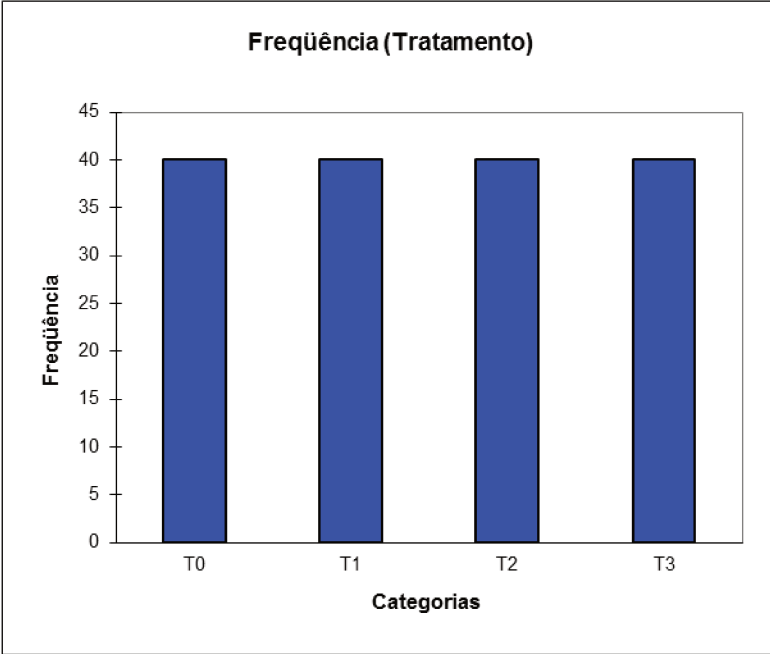
Strip plots:



Estatística descritiva (Dados qualitativos)

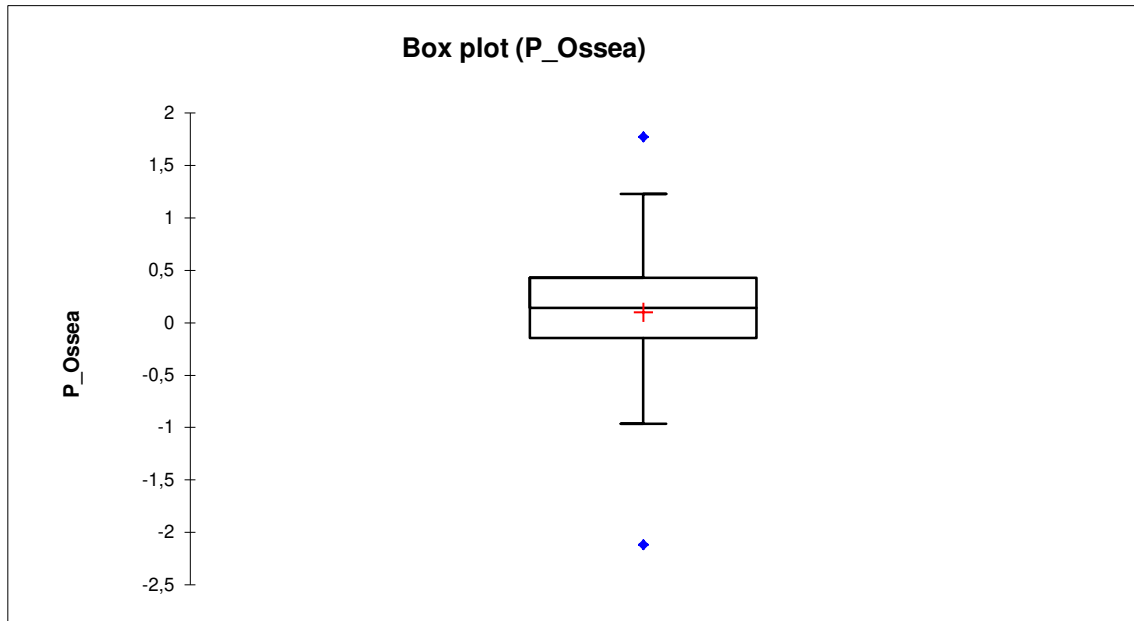
Amostra	No. de observações	No. de valores faltantes	Soma dos esos	No. de categorias	Moda	Freq. Moda	Categoria	Frequência por categoria	Frequência rel. por categoria (%)
Tratamento	160	0	160	4	T0	40	T0	40,000	25,000
							T1	40,000	25,000
							T2	40,000	25,000
							T3	40,000	25,000

Gráfico de barras

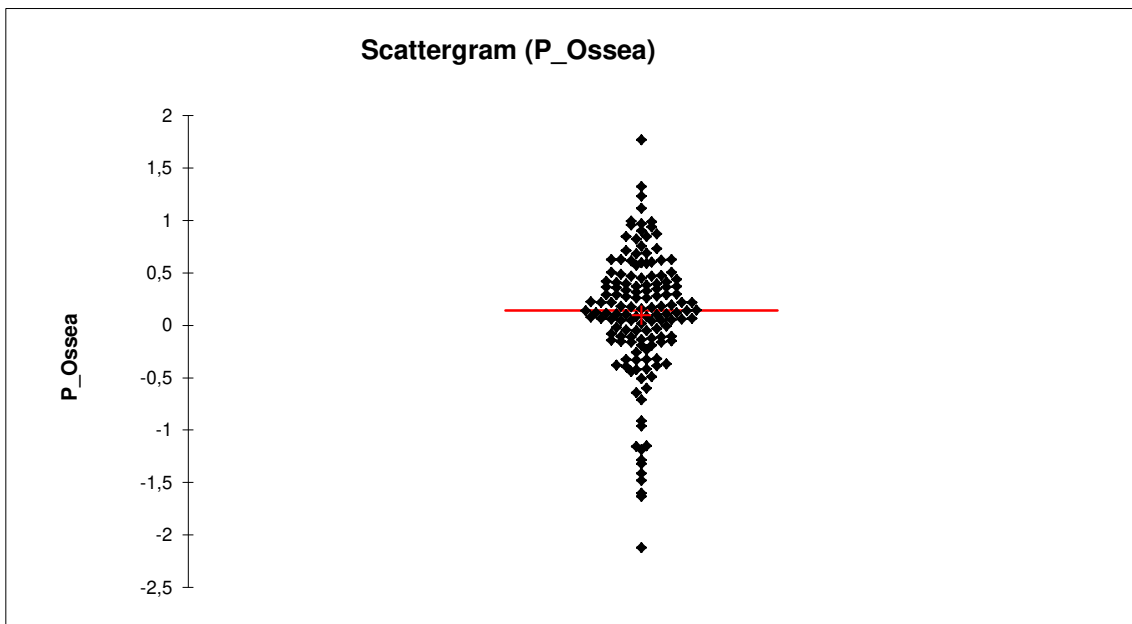


Grupo

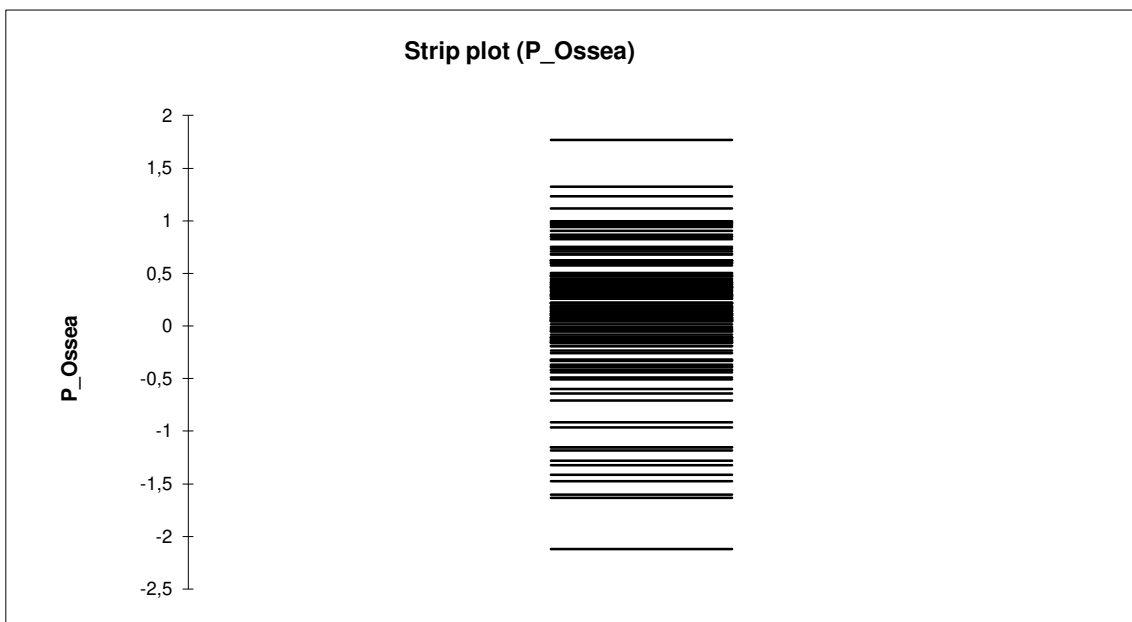
Box Plots:



Scattergrams:



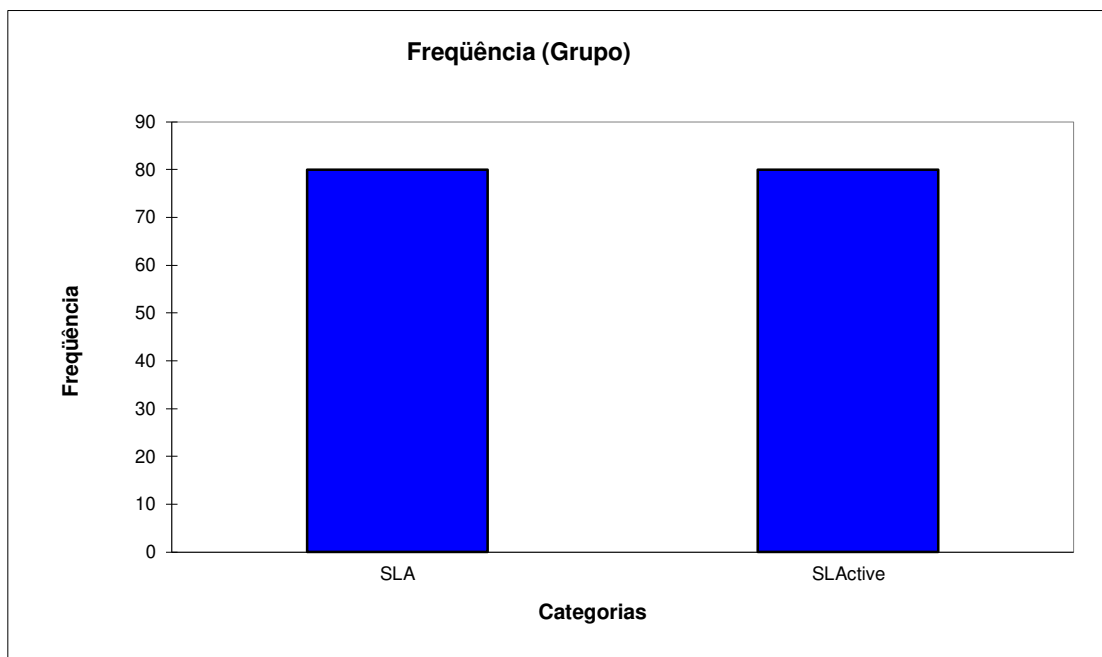
Strip plots:



Estatísticas descritivas (Dados qualitativos):

Amostra	No. de observações	No. de valores faltantes	Soma dos pesos	No. de categorias	Moda	Freq. Moda	Categoria	Frequência por categoria	Frequência rel. por categoria (%)
Grupo	160	0	160	2	SLA	80	SLA	80,000	50,000
							SLActive	80,000	50,000

Gráficos de barra:



ANEXO

Anexo 1 – Certificado

	<p>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS</p>	
<h3>CERTIFICADO</h3>		
<p>O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "Avaliação radiográfica da reabsorção óssea ao redor dos implantes com superfícies física e quimicamente tratadas, carregados com coroas unitárias", protocolo nº 117/2011, dos pesquisadores Gojko Cvjic e Frederico Andrade e Silva, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 25/11/2011.</p>		
<p>The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "Radiographic evaluation of bone resorption around the implants with físically and quimicaly treated surfaces, loaded with single screwed crowns", register number 117/2011, of Gojko Cvjic and Frederico Andrade e Silva, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 11/25/2011.</p>		
 Prof. Dra. Livia Maria Andaló Tenuta Secretária CEP/FOP/UNICAMP		 Prof. Dr. Jacks Jorge Junior Coordenador CEP/FOP/UNICAMP
<p><small>Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição. Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.</small></p>		