

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Roseli Yumi Akiyoshi Yoshiyasu

**Implantes de Hexágono Externo e Componentes Slim Fit em
reabilitação mandibular de arco total. Relato de caso clínico.**

CURITIBA

2010

Roseli Yumi Akiyoshi Yoshiyasu

Implantes de Hexágono Externo e Componentes Slim Fit em reabilitação
mandibular de arco total. Relato de caso clínico.

Monografia apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Especialista em Implantodontia

Orientadora: Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias
Sartori

CURITIBA

2010

Roseli Yumi Akiyoshi Yoshiyasu

Implantes de Hexágono Externo e Componentes Slim Fit em reabilitação mandibular
de arco total. Relato de caso clínico.

Presidente da banca (Orientador): Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

BANCA EXAMINADORA

Prof. José Renato de Souza

Prof.a. Hyung Lee

Aprovada em 04/05/2010

Dedicatória

Ao meu pai com saudades

Agradecimentos

À Deus, a quem devo tudo;

Ao meu marido e filhos, pelo apoio familiar tão importante ao desenvolvimento deste estudo;

À Prof^a Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori, vice-diretora do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, pela ótima orientação neste trabalho de pesquisa com generosidade, conhecimento e paciência;

À Profa. Dra. Flávia Fontão, responsável pelo Departamento de Radiologia e Imaginologia do ILAPEO, por sua contribuição na análise dos resultados radiográficos;

À Profa. Carolina Castro, por sua paciência e empenho no desenvolvimento deste trabalho;

Ao Prof. José Renato de Souza, coordenador do curso de Especialização em Implantodontia, do ILAPEO, pelos ensinamentos e competência durante todo o curso;

A todos os professores do curso de Especialização em Implantodontia do ILAPEO, pela contribuição científica e clínica durante o decorrer do curso ;

Aos meus colegas de turma, pelo companheirismo e amizade;

Ao Adercio Buche e toda a sua equipe, pelo bom nível de trabalho laboratorial;

Aos funcionários do ILAPEO, pela boa vontade ao desempenhar seu trabalho;

Aos professores: Dalton Suzuki, Hyung Lee e Rogéria Acedo pelo estímulo na busca de conhecimento;

E a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, colaboraram com este trabalho.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	12
2. Revisão de Literatura.....	16
3. Proposição.....	23
4. Artigo Científico	24
5. Referências.....	37
6. Anexo	44

Listas de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

Mm - Milímetro

IAJ - Interface intermediário-implante

°C - Grau Centígrado

HE - Hexágono Externo

MO - Microscópio Óptico

ME - Microscópio Eletrônico

TIC - Tecido Conjuntivo Inflamatório

Rpm - Rotações por Minuto

% - Porcentagem

N.cm - Newton vezes Centímetro

µm - Micrômetro

mA - Miliamperagem

kVp - Quilovoltagem de Pico

T0 - Tempo Zero

T13 - Tempo 13 meses

Resumo

A taxa de sucesso das reabilitações dentárias através de implantes osseointegrados tem se elevado a cada ano. Isto deve-se às intensas pesquisas na área, avaliando as causas de falhas ocorridas e buscando a otimização dos resultados através do desenvolvimento de técnicas cirúrgicas menos traumáticas, alterações no desenho e superfície dos implantes, modificações na relação intermediário-implante, posição ideal do implante em relação ao osso e tecidos moles e ainda, cirurgias de enxerto ósseo e mucoso. Uma região bastante estudada pela sua importância no sucesso do processo de osseointegração do implante de hexágono externo tem sido sua plataforma e a relação entre intermediário-implante. Foi desenvolvido, no ano de 2009, um novo componente protético de implantes de hexágono externo de design diferente (Slim Fit -NEODENT - Curitiba - Brasil) no intuito de otimizar os resultados deste implante em relação aos tecidos periimplantares. O objetivo deste trabalho é avaliar, através de uma revisão de literatura, se a modificação do desenho do componente protético para um formato mais estreito está relatado e apresentar um caso clínico no qual o uso de componentes especialmente desenhados para implantes 4.1 (linha slim fit) foi utilizado.

Palavras chave: Implante dentário, Osseointegração, Próteses e Implantes.

Abstract

The success rate of dental rehabilitation through osseointegrated implants has risen every year. This is due to intensive research in the area, assessing the causes of implants failures and seek to optimize the results through the development of less traumatic surgical techniques, changes in design and surface of the implants, changes in intermediate-implant ratio, optimal implant position in relation to the bone and soft tissue and also bone graft surgery and mucous. A region well studied for its importance in the success of the osseointegração implant external hexagon has been his platform and the relation between intermediate-implant. It was developed in 2009, a new component prosthetic implant external hexagon different design (Slim-Fit Neodent, Curitiba, Brazil) in order to optimize the results of this implant in relation to the peri-implant tissues. The objective of this study is to evaluate through a literature review, to change the design of prosthetic component to a narrower format is reported and present a case in which the use of specially designed components for implants 4.1 (slim line fit) was used

Key words: Dental Implants, Osseointegration, Prosthetic and Implants.

1. Introdução

A reabilitação de pacientes com elementos dentários perdidos sempre se colocou como um desafio da odontologia desde seus primórdios.

O trabalho de Branemark et al.,²³ em 1969, demonstrando a união entre o osso vital e o titânio representou um marco no tratamento de pacientes com perdas dentárias.

No início, implantes dentários restringiam-se a tratamento de pacientes portadores de edentulismo total.²⁴ A reabilitação baseava-se na instalação de uma prótese total suportada sobre implantes. Em 1989, Jemt et al.,⁵³ e van Steenberghe⁹⁷, assim como Naert et al., em 1992,⁷² comprovaram a possibilidade de sucesso também em casos de reabilitação parcial.

Para implantes de hexágono externo, uma perda média de osso vertical de cerca de 1,5 a 2,0 mm no primeiro ano e de 0,2mm a cada ano subsequente à instalação da prótese foi considerado um resultado esperado, desde que os tecidos circunjacentes apresentassem características de normalidade.⁶

No entanto, quando os implantes começaram a ser utilizados como suporte de próteses unitárias, alguns inconvenientes foram observados, tais como afrouxamento dos parafusos e dos intermediários.^{52, 54, 60, 22, 19, 67, 34, 57, 75} Desde então têm sido desenvolvidas novas técnicas cirúrgicas e alterações no formato, na superfície, na plataforma, nas conexões e nos componentes protéticos a fim de ampliar a previsibilidade de sucesso. Destaque-se, que, em tais técnicas, privilegiou-se sempre a preocupação com as condições básicas indispensáveis para a obtenção e para a manutenção da osseointegração descritas nos estudos iniciais que incluem não apenas o trauma cirúrgico mínimo, mas também a utilização de material biocompatível, além da

preservação de tecido mucoperiosteal periimplantar e, ainda a estabilidade do implante junto a interface óssea durante as fases iniciais do processo de reparo e antes da aplicação da carga.^{4,6}

Em busca do mesmo objetivo, pesquisas na área de bioengenharia têm desenvolvido alterações no “design” dos implantes e de seus intermediários,^{18, 20,21,19}

Em relação ao aperfeiçoamento de técnicas cirúrgicas vários outros estudos também se destacam. Uma das preocupações refere-se ao aumento da temperatura da loja óssea durante a fresagem para a instalação de implantes. Sabe-se que esse calor é transmitido e absorvido ao tecido adjacente de acordo com a condutividade térmica.^{91,36} No caso da produção de calor acima de 47 ° C por um intervalo de tempo superior a um minuto o dano tecidual pode intensificar-se gravemente e provocar até mesmo necrose.⁵ Em isso ocorrendo a capacidade reparadora do osso seria prejudicada, uma vez que desencadearia uma maior proliferação de fibroblastos do que osteoblastos e, conseqüentemente um tecido fibroso se formaria em volta do implante, o que também comprometeria a formação do o tecido ósseo almejado. Isso representaria o fracasso do processo de osseointegração do implante. Para atenuar a produção de calor, Carvalho et al.,^{27,1994}; Yacker et al.,^{104, 1996} e Pinelli et al.,^{80, 1998} salientam a importância da irrigação externa na redução de alterações ósseas ocorridas no tecido durante a fresagem.

Considerações antes de pouca relevância, passaram a ter grande valor para o resultado do implante, como a preservação de uma distância mínima de 5mm do dente natural e de 7mm entre os centros dos implantes, além da manutenção de uma parede óssea vestibular que permita uma boa nutrição sanguínea para sua manutenção pós-operatória a fim de se evitarem perdas ou reabsorções posteriores.³⁵

Outra consideração em relação à técnica cirúrgica, é quanto a altura da plataforma em relação à crista óssea. Segundo Davarpanah et al.,^{31, 2000}, a posição do IAJ quando colocada acima da crista óssea levaria a uma menor perda dos tecidos

periimplantares.

Quanto aos tipos de superfície, os primeiros implantes osseointegráveis possuíam superfície lisa. No entanto superfícies modificadas foram, gradativamente, aceitas e reconhecidas por suas vantagens uma vez que ampliam a área de contato em duas vezes, favorecendo ainda o embricamento da rede de fibrina do coágulo e, também, atenuando os efeitos da contração da ferida nas fases iniciais do reparo. O tratamento da superfície dos implantes representa uma modificação micromorfológica estrutural que permite o aumento da área de contato entre o implante e a estrutura óssea, com o intuito de favorecer a estabilidade primária assim como a osseointegração.⁸⁶ Nos casos de implantes recobertos, Hämmerle et al.,³⁹ em 1996, relataram que a porção transmucosa supracrestal deve ser polida tanto para reduzir o processo de retenção do filme bacteriano quanto para se favorecer a aderência epitelial

O desenvolvimento de uma nova conexão protética “conexão cone morse”, surgiu com a proposta de se minimizar a ocorrência de complicações, como quebra e perda do torque de parafusos protéticos, inflamação dos tecidos moles periimplantares e perda óssea marginal, eventos descritos com certa frequência na utilização de implantes do tipo hexágono externo e hexágono interno por Weng et al.,¹⁰⁰ em 2003; Abboud et al.,¹ em 2004; Chou et al.,²⁸ em 2004; Nentwig,⁷⁴ em 2004 e Dibart et al.,³³ em 2005. Segundo Dlibart et al.,³³ em 2005, o selamento promovido pelo sistema de conexão do tipo cone morse é suficientemente hermético para impedir a invasão bacteriana na interface implante-intermediário e conseqüentemente o “gap” ao redor do implante. Avaliações radiográficas no longo prazo de plataformas “switcheds” ao redor de implantes cone morse, mostraram uma menor alteração vertical na altura da crista óssea do que observada tipicamente ao redor de implantes restaurados convencionalmente com componentes protéticos de diâmetro equivalente.

Seguindo esse raciocínio Lazzara e Porter⁶² em 2006, em busca de um comportamento mais favorável do tecido ósseo em torno de implantes HE, instalaram

implantes de 5mm de diâmetro com intermediários de diâmetro menor obtendo resultados de menor perda de crista óssea periimplantar. A filosofia da “plataforma switching”, que significa uma redução no diâmetro do componente protético em relação ao diâmetro da plataforma do implante, também foi utilizada e descrita por Luongo et al.,⁶⁵ em 2008 como um método válido para reduzir a perda de crista óssea resultante da união do “abutment” ao implante. Baseado no conhecimento deste benefício, algumas modificações foram introduzidas nos implantes de hexágono interno para que o diâmetro do intermediário fosse sempre menor. No entanto, os implantes de hexágono externo relatados que permitem o uso da filosofia de redução foi sempre de largos diâmetros (5.0 e 6.0). Para os implantes de diâmetro regular (4.1) não foi possível, a princípio, introduzir modificações⁶⁶. Até que em 2008, Thomé et al.,⁹³ descreve a introdução de uma modificação nos pilares e demais componentes para implantes HE 4.1 introduzindo a linha slim fit (SF) que surge com uma proposta de modificação da técnica cirúrgica associada para melhorar o comportamento dos tecidos duros periimplantares.

Diante deste contexto, surge a necessidade de avaliação do uso desta filosofia para se verificar o comportamento logitudinal do tecido ósseo marginal ao longo do tempo e se os fatores relatados como benéficos na modificação da técnica cirúrgica estão relatados. Em busca de respostas para a questão, este trabalho foi idealizado.

2. Revisão de literatura

2.1 Histórico e comportamento dos implantes de hexágono externo

O desenho de hexágono externo foi o primeiro a ser utilizado dentro da filosofia dos implantes osseointegráveis. Foram, e têm sido, amplamente utilizados no mundo inteiro em razão dos resultados positivos que tal técnica oferece no que se concerne à reabilitação implanto suportada. Os resultados de testes demonstram como as diferenças no “design” do implante podem afetar as forças e a durabilidade dos componentes, principalmente em restaurações unitárias nas quais a possibilidade da prótese se soltar é bastante evidente.⁹

No momento da seleção entre quais sistemas de implante um clínico pode escolher, devem ser observados os seguintes tópicos: previsibilidade de osseointegração; estudos clínicos controlados que validem a performance do sistema ao longo do tempo em diferentes qualidades ósseas e com mais de um tipo de reconstrução protética; ótima interação da superfície com o tecido ósseo; flexibilidade e opções protéticas; relação custo/qualidade; tolerância dimensional; selamento de interfaces e compatibilidade com tecidos periimplantares; estabilidade da interface e estabilidade do parafuso protético; fase cirúrgica e protética simples e de fácil manuseio; ótimo perfil de emergência e estética.¹⁷

Durante os anos de desenvolvimento, os implantodontistas começaram a perceber que, para o implante ter sucesso no meio hostil do sistema estomatognático, deveria existir um meio de se atingirem as condições ideais de adaptabilidade biológica eficiente entre o implante e os tecidos periimplantares.⁵⁰ Assim Weinmann¹⁰² em 1956 teorizou o conceito de um selamento ao redor do implante dentário. Posteriormente,

Lavelle et al.,⁶¹ em 1981 enfatizaram a necessidade da adaptação da gengiva inserida ao implante oferecendo uma barreira ao ingresso de bactérias e toxinas bucais, no espaço entre o suporte do implante e o tecido biológico. James e Kelin⁴⁹ em 1974, foram os primeiros a iniciar estudos científico sistemáticos deste fenômeno de selamento. Empregando a combinação da MO com ME, demonstraram que o epitélio gengival regenerava uma série de células epiteliais após uma intervenção cirúrgica, de forma consistentemente semelhante àsquelas observadas no epitélio sulcular e na zona epitelial juncional.⁵¹ Esses mesmo pesquisadores e Swope e James em 1981, demonstraram igualmente que esse mecanismo ocorre logo após a inserção do implante.^{51,88}

A perda óssea periimplantar inicial tem sido considerada multifatorial. Os possíveis fatores considerados são: trauma cirúrgico³, peri-implantite^{63,14}, sobrecarga oclusal,^{95,48,47} restabelecimento do espaço^{16,30,45}, características macroscópicas e microscópicas da região do pescoço em contato com o osso^{6,56,29,39,10,76,71}, desenho da interface implante-intermediário^{42,41} e posição do “microgap”.^{45,43}

A perda óssea ao redor da parte mais coronal do implante invariavelmente se nota após a fixação do intermediário ao implante. Este fato foi inicialmente atribuído a concentrações de cargas que ocorriam na porção cervical dos implantes após a instalação das próteses.⁷⁰ Diferentes pesquisadores relataram uma perda média de osso vertical de cerca de 1,5 a 2,0 mm apical a IAJ^{2,6,43,44} e que, subsequente à instalação da prótese, a perda óssea marginal progride em média de 0,2mm a cada ano.⁶ Jensen et al.,⁵⁵ em 1997, indicaram que, em intermediários parafusados, sempre há um “microgap” de cerca de 10 “microns” em IAJ, independentemente do sistema de implante utilizado. A perda óssea que ocorre tão comumente é, provavelmente, um resultado da inflamação do tecido mole causada pela penetração de bactérias na IAJ.^{96,83,84,94,78,58,77,81}

Ericsson et al.,³⁷ em 1995 comunicaram uma zona de tecido conjuntivo inflamatório (TIC), infiltrado no epitélio juncional da mucosa peri-implantar. A presença desta zona de TIC indica uma resposta do sistema imune a microrganismos que

colonizam a IAJ. Se o “microgap” estiver localizado mais coronalmente, isto é, desde a crista alveolar, então a perda óssea será menos significativa, em razão da maior distância entre as bactérias e a crista alveolar. Com efeito, em estudo histológico em macacos, correlacionou-se o posicionamento do implante à perda de osso. Piattelli et al.,⁷⁹ em 2003, demonstraram que o posicionamento supracrestal da interface (gap) permitiu a preservação da crista óssea em grau mais significativo. A interface tecido conjuntivo-implante e tecido epitelial-implante também merece destaque dada a relevância do selamento da mucosa oral em torno da peça implantada para a manutenção da osseointegração.^{8,12}

Hermann et al.,⁴⁴ em 2001, observaram que, os implantes com as conexões protéticas abaixo do nível da crista apresentaram um espaço biológico aumentado, o que se correlacionou com uma dependência da quantidade remodelação óssea com a posição do IAJ em relação à crista óssea.

Os implantes de HE, diferentemente dos implantes cone morse, apresentam o diâmetro do terço cervical maior que o restante do seu corpo. Em decorrência de tal característica, para que a cabeça do implante de HE possa ter seu assentamento correto, indica-se o uso de brocas do tipo “countersink”⁹³, principalmente no caso de ossos tipo I.

2.2 Calor

O trauma excessivo durante a cirurgia destaca-se como uma importante causa de falha do implante^{5,64} devido a fatores térmicos, vasculares e mecânicos que contribuem para a formação de necrose tecidual, afetando a maturação do tecido na interface osso-implante.

Várias técnicas têm sido recomendadas para se reduzir a quantidade de calor friccional produzido ao osso durante o preparo do alvéolo cirúrgico. O calor pode ser reduzido mediante o uso de brocas afiadas e baixa velocidade de rotações por minuto

(rpm).^{94,69}, e também através da osteotomia usando brocas em sequência de diâmetro crescente como sugerida por Adell et al.,³ em 1981.

Durante a fresagem óssea para colocação de implantes, gera-se uma quantidade de energia que produz calor, que é transmitido e absorvido pelo tecido de acordo com sua condutividade térmica⁹¹. As áreas mais próximas da fonte de calor são obviamente as mais prejudicadas, mas é importante ter conhecimento da extensão desse dano, pois tal medida ditará a resposta da reparação frente ao processo de instalação de um implante. Caso o dano atinja um grau de severidade muito elevado, a capacidade reparadora do osso será prejudicada, ocorrendo então, uma proliferação mais intensa de fibroblastos do que de osteoblastos. Tal fenômeno é tempo dependente; se o organismo levar muito tempo para reabsorver o osso inviável, a proliferação fibroblástica, que é mais rápida, produzirá uma interface fibrosa entre osso e implante, entretanto, se o dano for menos significativo, de tal forma que permita uma rápida eliminação do tecido inviável, os osteoblastos conseguirão povoar a região e produzir uma interface osseointegrada. Quando um estímulo age sobre o osso com intensidade acima da tolerabilidade o dano provocará a morte da célula do tecido. Em um procedimento de osteotomia, parte significativa da energia não utilizada no processo de corte transforma-se em calor.³⁶ A produção de calor durante a fresagem do tecido ósseo no decorrer do preparo do leito cirúrgico pode levar a um aumento da temperatura. Estudos relatam que a produção de calor elevando a temperatura acima de 47°C por um minuto afeta negativamente a integridade óssea⁶ e compromete a sua regeneração.³⁶

O desenho assim como as propriedades mecânicas do material da broca afetam significativamente sua eficiência de corte e conseqüentemente a produção de calor. A refrigeração apresenta-se como fator determinante na preservação da temperatura do osso. A perfuração contínua no caso de osteotomias profundas produz aumento de temperatura local o que afeta prejudicialmente o osso.³⁶

Esse aumento de calor atuando sobre o tecido ósseo pode tanto acometer uma

pequena parte cortical como comprometer todo o alvéolo cirúrgico. Barbosa et al.,¹¹ em 2009, realizaram um trabalho analisando microscopicamente a existência ou não de necrose óssea térmica provocada por brocas durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis, utilizando como variáveis em tal experimento, brocas novas, brocas com desgaste e a interferência ou não da irrigação externa. Seguindo o protocolo de dilatação progressiva³, verificaram que nas perfurações realizadas utilizando-se de irrigação externa, 58,46% dos osteócitos apresentavam-se normais (viáveis), 30,15%, com lacunas vazias e 11,38% com os núcleos picnóticos. Já as perfurações confeccionadas por brocas desgastadas resultaram em 35,93% de osteócitos normais, 16,18% com núcleos picnóticos e 47,89% de lacunas vazias. Correlacionando-se as variantes broca e irrigação, verificaram a predominância de osteócitos normais como sinal de viabilidade óssea nos grupos: com irrigação e broca nova (66,10%) e com irrigação e brocas desgastadas (50,82%). Nos grupos em que os alvéolos foram realizados com brocas novas sem irrigação e com brocas desgastadas igualmente sem irrigação, observa-se a inviabilidade óssea pela predominância de osteócitos com núcleo picnótico e lacunas vazias, demonstrando a degeneração celular provocada pelo calor. Após o estudo, concluíram que a irrigação externa e a qualidade do corte das brocas são fundamentais e influenciam na manutenção da viabilidade óssea. Além disso, microscopicamente as células ósseas demonstram alterações morfológicas após o aquecimento friccional.

2.3 Características do implante

Balfour e O'Brien,⁹ em 1995, realizaram um estudo comparativo de “abutments” unitários anti-rotacionais. Três “designs” com diferentes conexões protéticas foram avaliados juntamente com seus “abutments” unitários para se verificar a integridade estrutural e a fadiga cíclica. Os resultados demonstram que diferenças em “design” do

implante podem afetar a resistência e durabilidade dos componentes. Além disso, os resultados ilustram que certos aspectos clínicos, como o material e o tamanho do implante devem ser avaliados para se maximizar a integridade estrutural dos componentes.

Alguns autores propuseram métodos para se manter o suporte de osso mediante modificações no pescoço dos implantes^{76,40} e diferentes configurações de “abutment” de implantes. Gotfredsen³⁸ em 2004, preconizou a proposta de abutments personalizáveis para a obtenção de resultados mais favoráveis de intermediários.

Dentre as várias linhas de pesquisa norteadas por tais objetivos, as características topográficas da superfície sintética oferecida à célula óssea na interface osso-implante foram consideradas relevantes pela grande influência na qualidade da osseointegração obtida.^{86,103}

Pesquisas laboratoriais envolvendo culturas de células *in vitro* em superfícies metálicas e cerâmicas apontam para resultados significativamente positivos em adesão celular e resposta de deposição de matriz orgânica pelas células de fenótipo osteoblástico (proteína colágena calcinável, tipos I e II) resultando em expressivas diferenças percentuais em contato osso-implante entre superfícies texturizadas e superfícies lisas.^{59,101}

Com o acúmulo de estudos comprovando os resultados positivos da texturização de superfície dos implantes dentários, obtidos em testes *in vitro* e *in vivo* no quesito percentual de contato osso-implante, sugere-se a manifestação dos efeitos benéficos desta técnica nos componentes celulares e teciduais envolvidos na osseointegração.⁹²

Atualmente, prevalece o entendimento de que as técnicas de texturização superficial podem influenciar várias etapas do processo de desenvolvimento e de estabelecimento da osseointegração, tanto no que diz respeito à diferenciação das células presentes na interface metal-osso, como no tipo de ossificação (intramembranoso ou endocondral) e na quantidade de matriz óssea calcificada

depositada na superfície de um implante.^{87,32,68}

2.4 Modificações na plataforma

Em 1991 a Implants Innovations introduziu procedimentos elegendo implantes de diâmetro largo combinados com plataformas também de diâmetro largo. Quando introduzidos, entretanto, os componentes protéticos de diâmetro correspondente ainda não se encontravam disponíveis, e muitos implantes de plataforma larga (5.0 e 6.0) receberam intermediários de plataforma padrão e foram restaurados com componentes protéticos de diâmetro padrão (4.1). Avaliações radiográficas subsequentes e a longo prazo destas plataformas "switcheds" demonstraram uma menor alteração vertical na altura da crista óssea ao redor desses implantes do que o observado tipicamente ao redor de implantes restaurados convencionalmente com componentes protéticos de diâmetro equivalente. Em estudo com base em observações radiológicas, Lazzara e Porter⁶² em 2006; Canullo e Rasperini²⁵, 2007 e Cappiello et al.,²⁶ 2008, verificaram que usando componentes de prótese com um diâmetro menor que o diâmetro da plataforma do implante, foi possível reduzir substancialmente a reabsorção cristal apical para o IAJ e esta conclusão foi consistente independentemente do tipo de implante colocado. Este conceito, que se tornou conhecido como "plataforma switching", tem sido usado há algum tempo por fornecedores de implantes e consiste em equipar sistematicamente o implante com um intermediário de diâmetro menor.⁶²

A redução da perda de crista óssea em torno de um implante também foi descrita em um recente estudo radiológico no qual implantes com conexões de prótese de diâmetro menor do que a plataforma de implantes foram usados.⁹⁸ Este fenômeno foi facilmente detectado em radiografias de implantes de largo diâmetro inseridos há mais de vinte anos. Naqueles procedimentos, os implantes de diâmetro largo eram fornecidos com intermediários de (3.75 mm) de diâmetro padrão em decorrência da não existência,

na época, de intermediários de diâmetro correspondente.

Vigolo e Givani⁹⁹ afirmaram em suas pesquisas, em 2009, que o sistema de plataforma “switching” reduz a perda de crista óssea resultante da união do intermediário aos implantes, em razão da distância do infiltrado de tecido conjuntivo inflamatório com relação à crista alveolar, que por sua vez, resulta em maior deslocamento para o interior do “microgap”. As implicações clínicas da plataforma “switching” são numerosas, e todas indicam maior previsibilidade a longo prazo em se tratando da terapia implante/prótese, uma vez que preservam o tecido mole e duro peri-implantar ao longo do tempo. A existência de uma largura biológica ao redor de implantes osseointegrados foi investigada extensivamente por vários pesquisadores como Albrektsson et al.⁷, 1987; Berlundh et al.,¹⁶ em 1991; Berglundh e Lindhe,¹⁵ em 1996; Abrahamsson et al.,² em 1997; Hermann et al.,⁴⁵ em 1997; Hermann et al.,⁴⁴ em 2001; Tarnow et al.,⁸⁹ em 2003; Nebot et al.,⁷³ em 2006; Lazzara e Porter,⁶² em 2006 e Hülzeler et al.,⁴⁶ em 2006.

Tarnow et al.,⁹⁰ em 2000, demonstraram como a presença de papila dentária é influenciada pela distância entre implantes. Quando dois implantes são colocados próximos entre si, a crista óssea interimplantar pode ser reabsorvida até uma posição abaixo da conexão do intermediário / implante, reduzindo a presença de uma papila, o que poderia fetar o resultado clínico estético. A plataforma “switching” reduz tal reabsorção fisiológica, ao mover o “microgap” para além do osso interimplantar que suporta a papila. Esse fenômeno contribui para se prevenir o surgimento de deformidades cosméticas, problemas fonéticos e impactação de alimentos.

A preservação da altura do osso residual por meio da plataforma “switching” foi utilizada em um estudo em que por Baumgarten et al.,¹³ em 2005, utilizaram da reabilitação de dois incisivos centrais e concluíram que a plataforma “switching” ajudou a preservar a crista óssea e garantir níveis de tecido mole mais previsíveis no longo prazo.

3. Proposição

O objetivo deste trabalho centralizou sua preocupação em uma pesquisa capaz de verificar, por meio de uma revisão da literatura quais fatores estão descritos para otimizar o resultado do comportamento ósseo periimplantar para implantes de hexágono externo. Se modificações do desenho do componente protético para um formato mais estreito ou modificações na técnica cirúrgica estão descritas. Objetivou ainda relatar um caso clínico e apresentar o acompanhamento radiográfico num lapso de tempo de um ano no qual os componentes slim fit foram utilizados .

4. Artigo Científico

Artigo preparado seguindo as normas revista: RGO

Especialidade : Implantodontia

Título: Implantes de Hexágono Externo e Componentes Slim Fit em reabilitação mandibular de arco total. Relato de caso clínico

Short Title: Componentes Slim Fit: relato de caso

Roseli Yumi Akiyoshi YOSHIYASU¹

Ivete Aparecida de Mattias SARTORI²,

¹Especialista em implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

²Doutora em reabilitação oral, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

Resumo

A taxa de sucesso das reabilitações dentárias por meio de implantes osseointegrados tem se elevado a cada ano. Isto se deve às intensas pesquisas na área, avaliando-se as causas de falhas ocorridas e buscando-se a otimização dos resultados pelo desenvolvimento de técnicas cirúrgicas menos traumáticas, alterações no desenho e na superfície dos implantes, modificações na relação intermediário-implante, na posição ideal do implante em relação ao osso e tecidos moles e ainda, cirurgias de enxerto ósseo e mucoso. Uma região bastante estudada pela sua importância no sucesso do processo de osseointegração do implante de hexágono externo tem sido a plataforma e a relação intermediário-implante. Desenvolveu-se, no ano de 2009, um novo componente protético de implantes de hexágono externo de design diferente (Slim Fit -Neodent, Curitiba, Brasil) no intuito de se otimizarem os resultados deste modelo de implante em relação aos tecidos periimplantares. O objetivo do presente centra-se em relatar um caso clínico no qual os componentes protéticos modificados para um formato mais estreito para implantes 4.1 (linha slim fit) foi utilizado.

Termos de Indexação: Implante dentário, osseointegração, próteses e implantes

Abstract

The success rate of dental rehabilitation through endosseous implants has risen every year. This is due to intensive research in the area, assessing the causes of implants failures and seek to optimize the results through the development of less traumatic surgical techniques, changes in the implants design and implants surface, changes in the abutment-implant connection, optimal implant position in relation to the bone and soft tissue and also bone graft surgery and mucous. A region well studied for its importance in the success of the osseointegration of the external hexagon implant has been his platform and the abutment-implant microgap (interface). It was developed in 2009, a new prosthetic component external hexagon implant with a different design (Slim-Fit Neodent, Curitiba, Brazil) in order to optimize the results of this implant in relation to the peri-implant tissues. The purpose of this study was to evaluate through a literature review, if a change design of prosthetic component to a narrower format had been reported and

present a clinical case in which the use of specially designed components for implants 4.1 (slim line fit) was used

Index Terms:

Introdução

O trabalho de Bränemark et al.,¹ em 1969, demonstrando a união entre o osso vital e o titânio representou um marco no tratamento odontológico. Desde então os implantes de hexágono externo têm sido amplamente utilizados e apresentado resultados positivos na reabilitação implanto suportada. A partir das necessidades e novas exigências, têm sido desenvolvidas modificações nas técnicas cirúrgicas, no formato, na superfície, na plataforma e nos componentes protéticos dos implantes afim de magnificar sua previsibilidade de sucesso da osseointegração.²

O desenvolvimento de uma nova conexão protética “conexão cone morse”, que segundo Dibart et al.,³ em 2005, promoveria um selamento suficientemente hermético para impedir a invasão bacteriana na interface implante-“abutment” e consequentemente o “gap” ao redor do implante e uma menor alteração vertical na altura da crista óssea observada em avaliações radiográficas a longo prazo ao redor de implantes cone morse foi descrito. Além disso, foi salientado que, o desenho do implante tipo cone morse, ao contrário dos implantes de hexágono externo, tem a porção cervical do implante no mesmo diâmetro do corpo, não necessitando assim da broca “countersink” que leva a um desgaste maior da loja óssea receptora do implante.

Em 1991 a Inovations introduziu implantes de diâmetro largo (5.0 e 6.0) combinado a plataformas de diâmetro largo com parafusos compatíveis com os implantes de 4.1. Na falta dos componentes protéticos de largo diâmetro, utilizou-se componentes regulares (4.1) em implantes de largo diâmetro (5.0 e 6.0) que haviam sido instalados. Avaliações radiográficas subsequentes e no longo prazo desses casos tratados revelaram bons dados de acompanhamento. A redução foi denominada de plataforma “switched” e a ela foi atribuída a ocorrência de uma menor alteração vertical na altura da crista óssea ao redor destes implantes.⁴ Este conceito se tornou conhecido como plataforma “switching”. Vigolo e Givani⁵ em 2009, afirmaram em suas pesquisas que o sistema de plataforma “switching” reduziu a perda de crista óssea devido à distância do infiltrado de tecido conjuntivo inflamatório da crista alveolar que por sua vez, resulta um

maior deslocamento para o interior do “microgap”.

A perda óssea periimplantar inicial tem sido atribuída a numerosos possíveis fatores, tais como: trauma cirúrgico⁶, periimplantite^{7,8}, sobrecarga oclusal^{9,10} estabelecimento do espaço biológico^{11,12,13}, características macroscópicas e microscópicas da região do pescoço em contato com o osso^{14,15}, desenho da interface implante-intermediário^{16,17} e posição do “microgap”.^{13,18}

Resultados de pesquisas demonstram uma perda média de osso vertical de cerca de 1,5 a 2,0 mm apical a IAJ . e que subsequente a instalação da prótese a perda óssea marginal progride em média de 0,2mm a cada ano.¹⁵

O trauma excessivo devido a fatores térmicos, vasculares e mecânicos que contribuem para a formação de necrose tecidual, afetando assim a maturação do tecido na interface osso-implante. No caso da produção de calor acima de 47°C por um intervalo de tempo superior a 1 minuto o dano tecidual pode levar até a necrose¹⁹, assim sendo a capacidade reparadora do osso seria prejudicada, e, conseqüentemente um fracasso do processo de osseointegração do implante.

Para atenuar a produção de calor Carvalho et al.,²⁰ em 1994; Pinelli et al.,²¹ em 1999; Ercolli et al.,²² em 2004 e Barbosa et al.,²³ em 2009, em seus trabalhos de pesquisa concluíram que a irrigação externa apresenta-se como fator determinante na redução de alterações ósseas ocorridas. Além do uso de brocas afiadas e baixa velocidade de rotações por minuto²⁴, e também mediante osteotomia utilizando brocas em sequência de diâmetro como sugerida por Adell et al.⁶ em 1981.

Em 2009, Thomé et al.,²⁵ introduziram uma modificação dos componentes protéticos de implantes HE. Os novos componentes possuíam seu diâmetro paralelo ao implante e abre para 4.8 somente na área da assentamento do cilindro protético. Por não haver mais a necessidade de maior desgaste para o assentamento deste componente protético, foi também alterada a broca “countersink” para um diâmetro menor, diminuindo a osteotomia.

O objetivo deste estudo foi, por meio de uma revisão da literatura, verificar quais fatores estão descritos para otimizar o resultado do comportamento ósseo periimplantar para implantes de hexágono externo. Se modificações do desenho do componente protético para um formato mais estreito ou modificações na técnica cirúrgica estão descritas Objetivou ainda relatar um caso clínico e apresentar o acompanhamento radiográfico de um ano no qual os componentes slim fit foram utilizados .

Métodos:

Caso Clínico

Paciente R.F.R. (figura 1), sexo feminino, 41 anos, portadora de prótese total superior e inferior. Após anamnese, exames clínicos e radiográficos (Figura 1), o plano de tratamento sugerido foi de uma prótese tipo protocolo inferior e prótese total convencional superior.

O preparo inicial da paciente consistiu de remoção cirúrgica do 2.8 que se encontrava incluso e extração do elemento dentário 4.8. (Figura 1)

Após algumas semanas foram realizados os procedimentos convencionais para a confecção de duas próteses totais superior e inferior como preconizado por Sartori et al.²⁶ em 2008, tais como: moldagem anatômica, moldagem funcional, ajuste dos planos de cera superior e inferior, montagem dos modelos em articulador semi-ajustável, prova dos dentes e acrilização da prótese superior e confecção e prova do guia multifuncional.

Foram solicitados à paciente exames complementares como: hemograma completo, coagulograma, taxa de glicemia e eletrocardiograma, e uma medicação pré-operatória com corticóide e ansiolítico foi prescrita.

A paciente foi submetida a uma cirurgia padrão para protocolo inferior²⁶ :

Iniciando-se com a localização dos nervos mentuais e anestesia - troncular bilateral dos nervos alveolares inferiores, nervo lingual bilateral, nervos mentuais bilaterais e completamentação com infiltrativas

A incisão foi supracrestal ao longo do rebordo remanescente e duas oblíquas estendendo-se da região dos dentes 3.6 e 4.6 para distal (com lâmina 15c - Sovereign – India) e o descolamento total do retalho foi realizado.

A regularização do tecido ósseo foi executada e um platô foi obtido na região onde os implantes seriam instalados. A determinação da posição dos alvéolos cirúrgicos seguida da dilatação progressiva do osso conforme descrito por Adell et al.,⁶ em 1981, com escalonamento das brocas, até a broca 3.0 no comprimento planejado foi executada.

Depois utilizou-se a broca piloto para o componente Slim Fit (Neodent, Curitiba, Brasil).

Foram instalados cinco implantes de hexágono externo cortical de torque interno (Neodent, Curitiba, Brasil), sendo quatro de 3,75 x 17 mm e um de 3,75 x 15 mm, todos como hexágono à nível da crista óssea (Figura 3)

Sobre estes foram colocados minipilares cônicos Slim Fit (Neodent, Curitiba, Brasil) de 4.1 x 2mm com o torque de 32 N.cm como indicado pelo fabricante (Figura 2) e procedeu-se à sutura (com fio agulhado de nylon 4.0 - Bioline – Jundiaí – Brasil)

Para o procedimento de moldagem, foram colocados transferentes de moldagem para mini pilares (Neodent, Curitiba, Brasil) que foram unidos entre si e ao guia

multifuncional através de resina acrílica autopolimerizável do tipo Pattern (GC, (GC Incorporation – Tóquio – Japão).

Foi realliado o registro interoclusal através de três pontos com a mesma resina e, posteriormente, uma moldagem com elastômero fluido Spedex (Vivodent – Rio de Janeiro – Brasil).

Terminados os procedimentos cirúrgico e de moldagem, cilindros de proteção (Neodent, Curitiba, Brasil) foram instalados sobre cada minipilar Slim Fit.

Orientações pós operatórias em relação medicação e aos cuidados com higiene local e alimentação foram passados.

A prótese tipo protocolo inferior assim como a prótese total superior foram instaladas depois de 36 horas da cirurgia. Procedeu-se aos ajustes necessários. A sutura foi removida após 15 dias.

Análise das radiografias periapicais digitais

Foram realizadas radiografias periapicais digitais no momento da instalação da prótese e após 13 meses. As mesmas foram comparadas (Figuras 6, 7, 8, 9 e 10)

Os exames radiográficos foram realizados de forma padronizada, sempre no mesmo aparelho e pelo mesmo operador, respeitando os critérios do fabricante (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) com a técnica periapical do paralelismo, obtida com auxílio de um posicionador XCP-DS da marca Dentsply Rinn (Elgin, Illinois, USA).

As imagens digitais periapicais foram analisadas por meio do *software* Sidexis XG versão 2.5 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany).

Resultados

Os implantes foram examinados clinicamente e apresentaram-se sem sinais de mobilidade e os tecidos sem sinais de inflamação.

Foram realizadas medidas do nível ósseo do lado mesial e distal dos implantes 1, 2, 3, 4 e 5 nas radiografias periapicais digitais de controle de 13 meses, por um examinador calibrado. Essas imagens foram comparadas com as radiografias periapicais digitais obtidas no pós-operatório imediato.(Figura 3).

Os resultados estão descritos na Figura 4.

Discussão

Os níveis de perda óssea considerados como padrões de sucesso na

implantodontia, relatados por Albrektsson et al.¹⁵ em 1986, foi de cerca de 1,5 a 2,0mm a partir de IAJ no primeiro ano.

Outros estudos comprovaram a dependência da remodelação óssea com a posição do IAJ em relação à crista óssea.^{13,18} A partir de tais resultados, pesquisou-se a possibilidade de uma modificação no protocolo de instalação de implantes de hexágono externo em decorrência da saucerização óssea periimplantar sugerindo uma posição final ápico-cervical da plataforma do implante acima do leito ósseo. (Davarpanah et al.²⁷, 2000). Estes dados foram confirmados por Piatelli et al.²⁸ (2003), que realizaram um estudo histológico em macacos, no qual, examinando a remodelação óssea ao redor de implantes colocados em três diferentes níveis verticais: 1 a 2 mm acima da crista alveolar, em nível da crista alveolar e 1 a 2 mm abaixo da crista alveolar. Os resultados confirmaram observações anteriores que sugeriram a possibilidade de se reduzir a perda óssea com a localização do “microgap” acima da crista alveolar. No entanto, é válido lembrar que uma posição da plataforma do implante supra crestal é indicada somente em casos em que fenótipo gengival permita ou quando não houver exigência estética. Assim sendo, apesar de os resultados com referência a essa alteração da técnica cirúrgica serem promissores no que se concerne à otimização dos resultados do comportamento do nível ósseo periimplantar em implantes HE, outras técnicas teriam que ser pesquisadas para utilização em áreas em que se deseje atingir um nível desejável de preservação da estética em condições de fenótipo gengival mais fino.

No caso clínico apresentado o nível da plataforma do implante ficou imerso, com o hexágono em nível de crista óssea. Os implantes de hexágono externo possuem uma plataforma padrão de 4.1mm e o perfil de emergência dos componentes protéticos abrem para 4.8mm. Nos casos em que não se pode instalar o implante deixando a plataforma acima da crista óssea, os implantes são instalados em posição subcrestal e, para a acomodação dos componentes protéticos de diâmetro ligeiramente maiores, faz-se necessário o uso de uma broca que realize uma osteotomia com o formato cônico divergente para oclusal (broca “countersink”). Com o advento dos implantes CM de mesmo diâmetro ao longo de todo o seu corpo e o protocolo de instalação de 2,0mm infra-ósseo notou-se que o formato do implante e dos intermediários não exigiam uma maior frezagem do osso para acomodação dos componentes protéticos. Assim, não se faz necessária a utilização da broca “countersink”, sendo então, recomendado o uso de uma broca piloto que prepara a loja na cortical no diâmetro da cabeça do implante a ser instalado nesse local. Como estudos de acompanhamento radiográfico desse tipo de implante mostram uma preservação maior do osso periimplantar, discute-se se um dos fatores que podem contribuir para esse melhor comportamento seria a técnica cirúrgica,

pelo fato de a broca perfil ter paredes mais paralelas quando comparadas às brocas do tipo “countersink (que abrem para 4.8). Estes autores explicam que essa perda de crista óssea relaciona-se à manutenção do espaço biológico que protege os tecidos periimplantares através de um selo. É possível supor que uma broca de menor diâmetro produzirá um aumento de temperatura menos significativo durante a osteotomia, fato recomendado por vários estudos para preservação da viabilidade do osso^{19,29,22}. No intuito de se prevenirem tais transtornos à crista óssea, esta nova proposta Slim Fit, visa aplicar alguns conceitos observados nos implantes cone-morse em implantes de hexágono externo. Para auxiliar na obtenção de modificações das técnicas cirúrgicas o componente protético não apresenta mais o perfil de emergência abrindo imediatamente para 4,8mm e sim segue paralelo ampliando seu diâmetro somente na área de assentamento cilíndrico protético. Essa redução no diâmetro do componente permite que o preparo cirúrgico do alvéolo que receberá o implante seja feito apenas com o diâmetro necessário para a acomodação da cabeça do implante (que tem diâmetro 4.1). Assim, a fresagem óssea é menor e, conseqüentemente, menor produção de calor será transferida ao tecido.³⁰

Lazzara & Porter⁴ (2006) afirmam ainda, que as observações radiográficas da remodelação da crista óssea após a restauração protética geralmente coincide com o nível da primeira rosca dos implantes de 3.75 e 4.1 comumente utilizados. Esses autores defendem como causa da perda da crista óssea a necessidade do tecido periimplantar criar um espaço biológico adequado tanto para o selamento quanto para a adesão biológica dos tecidos moles. Esta teoria também prevalece na técnica de plataforma “switching”. Cujos resultados são explicados pelo reposicionamento horizontal para dentro da plataforma da interface implante-intermediário e uma redução na quantidade de reabsorção da crista óssea necessária para expor uma quantidade mínima da superfície do implante, ao qual pode anexar o tecido mole.⁴ Em segundo lugar e talvez mais importante, pelo reposicionamento do IAJ dentro e fora da aresta exterior do implante e do osso adjacente, o efeito geral sobre o encosto TIC sobre o tecido circundante conforme descrito por Abrahamsson et al.³⁰(1985) e Ericsson et al.³¹(1995) e pode ser reduzida, diminuindo assim o efeito de reabsorção do encosto de TIC sobre a crista óssea. Porém, esta técnica utiliza implantes de diâmetro largo (5.0 e 6.0), e componentes intermediários de 4.1^{4,32,33}. Considerando os casos onde o leito ósseo receptor não permita o uso de implantes de diâmetro maior não haveria como utilizar essa filosofia. Testes realizados em modelos de elementos finitos utilizando implantes padrão de plataforma 4.1 com componentes mais estreitos (3.25) encontraram redução da carga na plataforma dos implantes pela redução dos intermediários mas, concluíram

haver tensão demasiada nos parafusos³⁴. Assim sendo, entende-se que há limites para modificações dos componentes para implantes de plataforma 4.1.

Neste estudo adotou-se o uso de implantes HE 4.1 com utilização da broca “countersink” de paredes mais paralelas (diâmetro 4.1). Os implantes foram instalados com o hexágono em nível ósseo e os intermediários possuíam a modificação da linha slim fit já descrita. A experiência clínica na utilização foi positiva. Notou-se uma facilidade para instalação dos pilares, por serem de peça única. Foi possível também notar mais facilidade durante o procedimento de sutura, fato que talvez possa ser creditado à redução do diâmetro do componente que funciona como uma área côncava que ajuda o acomodamento do tecido. Os resultados de acompanhamento foram promissores uma vez que foram inferiores aos dados colocados como padrões de sucesso na implantodontia, relatados por Albrektsson et al.¹⁵ em 1986, foi de cerca de 1,5 a 2,0mm a partir de IAJ no primeiro ano. No entanto, vale salientar que a amostra é pequena e não se pode concluir dados à partir do acompanhamento de um único caso clínico. Assim, é necessário que mais acompanhamentos clínicos sejam efetuados para confirmar os dados aqui encontrados.

Conclusão

Apesar do número bem reduzido de amostras pesquisadas neste estudo, o uso de um novo componente intermediário com características mais delicadas, mostrou resultados radiográficos bastante satisfatórios em relação à perda óssea periimplantar quando comparados aos dados da literatura.

Referências

1. Bränemark P-I, Breine U, Adell R, Hanson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental protheses. I. Experimental Studies. Scand J Plastic Reconst Surg. 1969;3:81-100.
2. Albrektsson T. A multicenter report on osteointegrated implants supporting fixed protheses in edentulous jaws. J Prosthet Dent. 1983 Aug;50(2):251-4.
3. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-conexão bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005; 20(5):732-7.

4. Lazzara JR, Porter SS. Platform Switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *J of Period & Rest Dent.* 2006;26(1):9-17.
5. Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *Int J Maxillofac Implants.* 2009;24:103–9.
6. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387–416.
7. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1988;59:59–63.
8. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:31–8.
9. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104–111.
10. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontol* 2000. 1994;4:127–38.
11. Berglundh T, Lindhe J. Dimensions of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol.* 1996;23:971-3.
12. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(2):186-98.
13. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol .* 1997;68:1117–30.
14. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* 2005;14(2):108-16.
15. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1:11–25.
16. Hansson S. Implant-abutment interface: Biomechanical study of flat top vs.conical. *Clin Impl Dent Relat Res.* 2000;2:33–41.
17. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone:

- the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech.* 2003;36(9):1247-57.
18. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;71:1412–24.
 19. Albrektsson T, Eriksson RA. Thermally induced bone necrosis in rabbits: Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop.* 1985;195:311–2.
 20. Carvalho PSP, Rossi Junior R, Sanches MG, Jaef SB. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa: estudo histológico em coelhos. *RGO.* 1994;42(3):171-3.
 21. Pinelli LAP. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem com brocas do sistema VSi® (Very Special Implants): estudo histomorfológico em cães. [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 1998.
 22. Ercoli C, Funkenbush PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(3):335-49.
 23. Barbosa BA. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2009.
 24. Mazarow HB. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg.* 1960;18:107-115.
 25. Thomé G, Bernardes SR, Buche A, Moro DB. Componentes Slim Fit, otimizando resultados dos implantes HE (Ti). *J ILAPEO (experiência).* 2009;3(1):30-6.
 26. Sartori IAM, Padovan LEM, Bernardes SR, Hermann C, Petrilli GBL. Função imediata na mandíbula. In Padovan LEM, Sartori IAM, Thomé G, Melo ACM. Carga imediata e implantes osteointegrados. São Paulo; Santos; 2008. p.103-21.
 27. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF. Apical-coronal implant position: recent surgical proposals. Technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000a;15(6):865–72.
 28. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibaldi S, Scarano A. Role of the micro-gap between implant and abutment: A retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003;74:346–52.
 29. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a

- review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:127.
30. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1997;24:568–72.
31. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol.* 1995;22:255–61.
32. Canullo L, Rasperini G. Preservation os peri-implant soft and hard tissues using plataform switching if implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12 to 36 month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(6):995-1000.
33. Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around plataform-switched implants. *Int J Periodontics Res Dent.* 2008; 28:347-55.
34. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on plataform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Impl Res.* 2007;18:581-4.

Lista de Figuras



Figura 1 – Aspecto Radiográfico iniciais

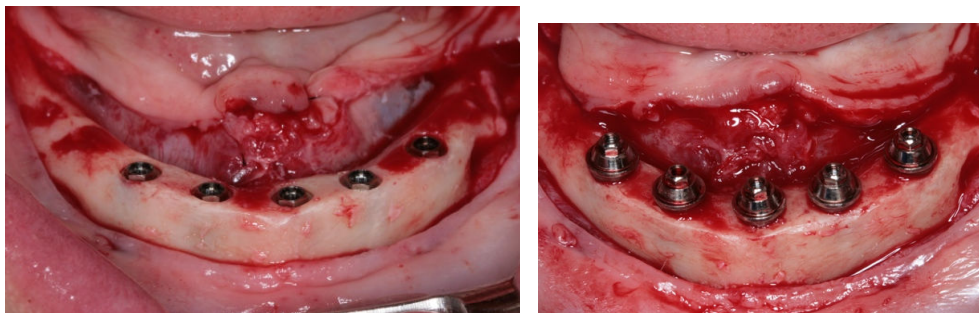
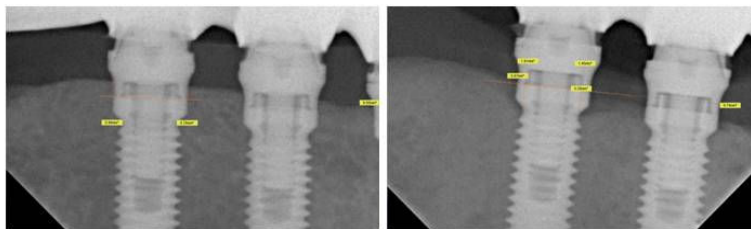
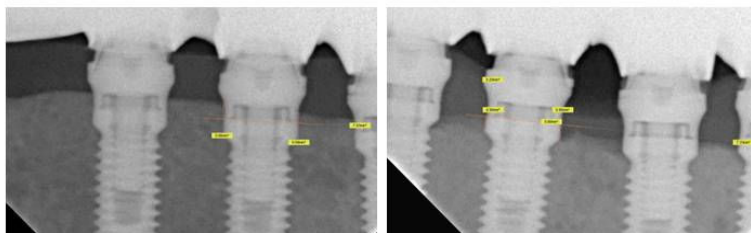


Figura 2 – Trans-operatório cirúrgico

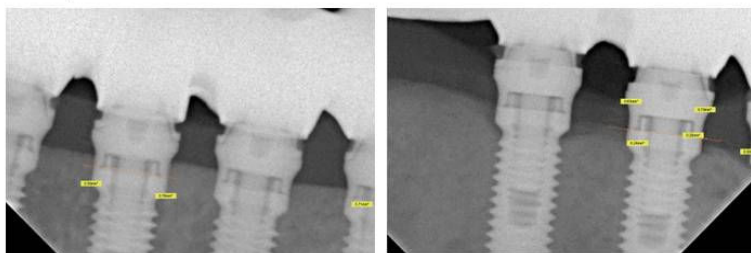
Implante 1



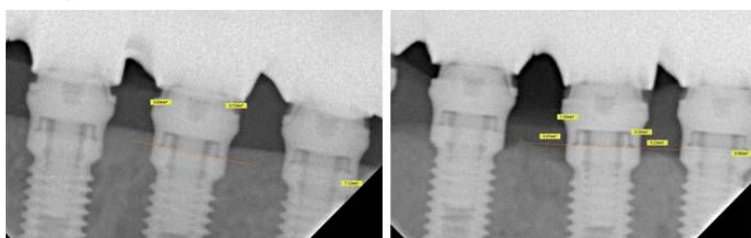
Implante 2



Implante 3



Implante 4



Implante 5

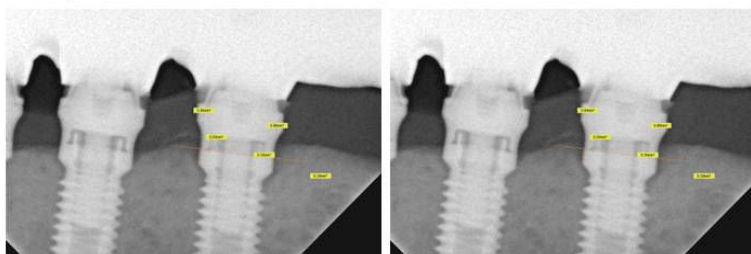


Figura 3 – Implante 1, 2, 3, 4 e 5 em T0 e T13

	Após 13 meses	
	Perda óssea distal	Perda óssea mesial
Implante 1	1,61mm	1,45mm
Implante 2	0,63mm	0,79mm
Implante 3	0,98mm	0,90mm
Implante 4	0,20mm	1,05mm
Implante 5	0,86mm	0,94mm

Figura 4 - Perda óssea linear após 13 meses de acompanhamento

5. Referências

1. Abboud M. Radiológica and clinical success of immediately loaded single tooth implants. Scientific Poster, 13th Annual Scientific Congress of EAO, 2004.
2. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1997;24:568–72.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387–416.
4. Albrektsson T. A multicenter report on osteointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J Prosthet Dent.* 1983;50(2):251-4.
5. Albrektsson T, Eriksson RA. Thermally induced bone necrosis in rabbits: Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop.* 1985;195:311–2.
6. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1:11–25.
7. Albrektsson T, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-years report. *Int Oral Maxillofac Implants.* 1987;2:91-100.
8. Apse P, Zarb GA, Schmitt A, Lewis DW. The longitudinal effectiveness of osteointegrated dental implants. The Toronto study: peri-implant mucosal response. 1991;11(2):95-111.
9. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J.Prosth.Dent.* 1995;73:36-43.
10. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:215–23.
11. Barbosa BA. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis.[Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2009.

12. Bauman GR, Rapley JW, Hallmon WW, Mills M. The peri-implant sulcus. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(3):273-80.
13. Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: Initial observations and case report. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2005;17:735–740.
14. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:31–8.
15. Berglundh T, Lindhe J. Dimensions of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. 1996;23:971-3.
16. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier as implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*. 1991;2:81-90.
17. Bernardes SR, Golin AL, Molinari ARDM, Martins MC. Fundamentos da técnica da carga imediata. in Padovan LEM, Sartori IAM, Thomé G, Melo ACM. *Carga imediata e implantes osteointegrados*. São Paulo :Santos;2008. p. 1-35.
18. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standart abutments and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 1995;8:162-78.
19. Binon P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
20. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9:511-9.
21. Binon PP. The spline implant: desing engineering and evaluation. *Int J Prosthodont*. 1996b;9:419-33.
22. Boggan RS, Strong JT, Mish CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetct table width in static and fadigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*. 1999;82:436-41.
23. Branemark P-I, Breine U, Adell R, Hanson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental protheses. I. Experimental Studies. *Scand J Plastic Reconst Surg*. 1969;3:81-100.
24. Branemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a ten years period. *Scand J Plastic Reconst Surg*. 1977;16:1-132.
25. Canullo L, Rasperini G. Preservation os peri-implant soft and hard tissues using plataform switching if implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12 to 36 month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(6):995-1000.

26. Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Res Dent.* 2008; 28:347-55.
27. Carvalho PSP, Rossi Junior R, Sanches MG, Jaef SB. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa: estudo histológico em coelhos. *RGO* 1994;42(3):171-3.
28. Chou CT, Morris HF, Ochi S, Walker L, DesRosiers D. AICRG, part II Crestal bone loss associated with the Ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):134-43
29. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:240-52.
30. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(2):186-98.
31. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF. Apical-coronal implant position: recent surgical proposals. Technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000a;15(6):865-72.
32. Davies JE. Mechanisms Of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;37(51):17745-53.
33. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-conexão bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):732-7.
34. Ding TA, Wood RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of TIT morse Taper implant/ Abutment design with the internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:865-72.
35. El Askary AS, Melfert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part II. *Implant Dent.* 1999;8(3):265-77.
36. Ercoli C, Funkenbush PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(3):335-49.
37. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol.* 1995;22:255-261.

38. Gottfredsen K. A 5-year prospective study of single-tooth replacement supported by the Astra Tech implant:A pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6:1–8.
39. Hämmerle CH, Brägger U, Bürgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:111–9.
40. Hansson S. A coical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. study:Bone level changes. *Int J Periodontics Rest Dent.* 1991;11:112–25.
41. Hansson S. Implant-abutment interface: Biomechanical study of flat top vs.conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:33–41.
42. Hansson S, Werke M. the implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech.* 2003;36(9):1247-57.
43. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants.A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;71:1412–24.
44. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:559-71.
45. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68:1117–30.
46. Hülzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Periimplant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from prospective study. *J Oral Maxillofac.* 2008;66(10):2195-6.
47. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation.*Clin Oral Implants Res.* 1997;8:1–9
48. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants.A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:143–52.
49. James RA, Kellin E. A histopathological report on the nature of the epithelium and underlining connective tissue which surrounds implants posts. *J Biomed Mat Res.* 1974;5:373.
50. James RA, McKinney Jr RV, Meffert RM. Tecidos circunjacentes aos implante dentário. In Misch CE, *Implante odontológico contemporâneo.*2ª.ed. São Paulo:Santos. 1996; p.239-50.

51. James RA, Schultz RL. Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants: a preliminary report. *J Oral Implant.* 1974;294-302
52. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):29-36.
53. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients : A preliminary study of 876 consecutively placed fixture. *Int J Oral Maxillofac implants.* 1989;4(3):211-7.
54. Jemt T, Linde B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial protheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int.J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):40-4.
55. Jensen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant- abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:527-40.
56. Jung Y-C, Han C-H, Lee K-W. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:811-8.
57. Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada J. Immediate placement and provisionalization of maxillary anterior single implants: 1 year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Jan-feb;18(1):31-9.
58. Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants.* 1998;9(4):209-17.
59. Kieswetter K, Schwartz Z, Hummert TW, Cochran DL, Simpson J, Dean DD et al. Surface roughness modulates the local production of growth factor and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells. *J Biomedical Res.* 1996;32(1):55-63.
60. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:400-8.
61. Lavelle CLB. Mucosal seal around endosseous dental implants. *J Oral Implant.* 1981;9:357-71.
62. Lazzara JR, Porter SS. Platform Switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *J Period Rest Dent.* 2006;26(1):9-17.
63. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated protheses. *J Prosthet Dent.* 1988;59:59-63.

64. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold level for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1972;6(9):5–75.
65. Luongo R, Traini T, Guidone PC, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and soft responses to the platform-switching technique. *Int J Periodontics Res Dent.* 2008;28:551-7.
66. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Impl Res.* 2007;18:581-4.
67. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001;86:24-36.
68. Masuda T, Yliheikkilä PK, Felton DA, Cooper LF. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part 1: in vivo studies, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(1):17-29.
69. Mazarow HB. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg.* 1960;18:107-15.
70. Misch CE. Dental evaluation: factors of stress. in: Misch CE (ed). *Contemporary Implant Dent.* 2^a. ed. St. Louis: Mosby; 1999. p.122-3.
71. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* 2005;14(2):108-16.
72. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of consecutive implants supporting complete fixed prostheses part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992;68(6):949-56.
73. Nebot XV, Rodriguez CX, Rodado AC, Segala TM. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent.* 2006;15(3):313-20.
74. Nentwig GH. The Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol.* 2004; 30(3):171-7.
75. Norton MR. A short-term clinical evaluation of immediately restored maxillary TiOblst single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(2):274-81.
76. Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9:91–9.
77. Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piatelli A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(2):283-6.

78. Persson LG, Lekholm U, Leonhard A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system implants components. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):90-5.
79. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the micro-gap between implant and abutment: A retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003;74:346–52.
80. Pinelli LAP. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem com brocas do sistema VSI[®] (Very Special Implants): estudo histomorfométrico em cães. [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 1998.
81. Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghanel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol (Warsz).* 2006;65(1):75-7.
82. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5(4):239-44.
83. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104–11.
84. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4:158–61.
85. Sartori IAM, Padovan LEM, Bernardes SR, Hermann C, Petrilli GBL. Função imediata na mandíbula. In Padovan LEM, Sartori IAM, Thomé G, Melo ACM. Carga imediata e implantes osteointegrados. São Paulo :Santos;2008. p.103-21.
86. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9(1):15-25.
87. Schwartz Z, Kieswetter K, Dean DD, Boyan BD. Underlying mechanisms at the bone-interface during regeneration. *J Periodont Res.* 1997;32:166-71.
88. Swope EM, James RA. A longitudinal study on desmosome formation at the dental implant-tissue interface. *J Oral Implant.* 1981;9:412-22.
89. Tarnow D, Elian N, Cho SC, Salama M, Salama H, Garber D. Vertical distance from the crest of bone to the height of the inter- proximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol.* 2003;74:1785–8.
90. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of interimplant distance on the height of interimplant bone crest. *J Periodontol.* 2000;71:546–9.

91. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation : a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:127.
92. Teixeira E R. Superfícies dos implantes o estágio atual. In Dinato JC e Polido WD. *Implantes Osseointegrados - Cirurgia e Prótese*. Editora Artes Médicas Ltda. São Paulo;2004. p.63-80.
93. Thomé G, Bernardes SR, Buche A, Moro DB. Componentes slim fit otimizando resultados dos implantes HE (Ti). *J Ilapeo (experiência)*. 2009;3(1):30-6.
94. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg*. 1958;16:22-30
95. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontol* 2000.1994;4:127-38.
96. Traversy MC, Birek P. Fluid and microbial leakage of implant-abutment assembly in vitro. *J Dent Res*. 1992;71:754.
97. van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial protheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent*. 1989;61(2):217-23.
98. Vela-Nebot X, Rodríguez CX, Rodado AC, Segalà TM. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent* .2006;15:313-20.
99. Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *Int J Maxillofac Implants*. 2009;24:103-9
100. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(3):417-23.
101. Wennenberg A, Halgren C, Johansson C, Danelli S . A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughness. *Clin Oral Impl Res*. 1998;9(1):11-9.
102. Weinmann JP. Biológica factors influencing implant denture success. *J Implant Dent*.1956;2:12-5.
103. Wennenberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1 year follow-up of implants of differing surfaces roughness placed in the rabbit bone. *Int Oral Maxillofac implants*. 1997;12(4):486-94.
104. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:634-9.

6. Anexos

Normas da revista RGO: <http://www.revistargo.com.br/about.php>