Marcus Vinicius Lucas Ferreira

AVALIAÇÃO DAS SUPERFÍCIES DE IMPLANTES DENTÁRIOS COM TRATAMENTO A LASER

Belo Horizonte

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais

2011

Marcus Vinicius Lucas Ferreira

AVALIAÇÃO DAS SUPERFÍCIES DE IMPLANTES DENTÁRIOS COM TRATAMENTO A LASER

Monografia apresentada ao curso de Especialização em Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de especialista em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Dias Lanza

Belo Horizonte

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais

2011

אל 'שוע, בן אלוהים, משיח שלי

AGRADECIMENTOS

A meu Deus! Fonte de inspiração e alegria eterna!

A minha esposa Vanêssa, jóia rara, de valor incomensurável, pela compreensão, carinho, paciência e amor despendidos nesse período.

Aos meus pais, Israel e Nilse, exemplos de vitória, perseverança e sabedoria.

Aos colegas do curso de Especialização, pelos momentos agradáveis de aprendizado, e pela amizade que nasceu durante esses dois anos. Especialmente ao Satoshi: "dupla imposta", mas uma amizade predestinada e que ainda dará muitos frutos.

À equipe de professores do curso de especialização, pela paciência em ensinar uma arte tão difícil, mas de grande valor e beleza.

Aos professores e amigos, Alberto Blay e Jamil Awad Shibli, pelo caso clínico cedido para ilustrar esse trabalho.

Ao colega e amigo Henrique França Diniz Oliveira, pelo auxílio na revisão bibliográfica.

Ao mestre, Prof. Dr. Marcos Dias Lanza, exemplo de profissional, baluarte da nossa odontologia, amigo inestimável, pelos ensinamentos técnicos, acadêmicos e pessoais. Nunca irei esquecê-los.

A meu filho Enzo, fruto de um amor que se manifestou em vida! Você não só é um presente mas, já é presente. Sem saber, você é um dos maiores estímulos da minha vida.

RESUMO

O objetivo deste trabalho é apresentar uma revisão de literatura sobre superfícies de implantes dentários com tratamento a Laser. O Laser é uma amplificação da luz que, dependendo de sua intensidade e interação com a matéria, é capaz de gerar mudanças morfológicas e químicas em ligas de metais, como as de titânio, usadas em odontologia. Diversos tipos de tratamentos a Laser vêm sendo estudados para criar superfícies rugosas em implantes dentais osseointegráveis. Atualmente, as superfícies rugosas de implantes dentários, comparadas às superfícies usinadas apresentaram melhor resposta biológica do hospedeiro, diminuindo o período de osseointegração, permitindo ao profissional realizar reabilitações protéticas mais rápidas e seguras. O presente trabalho é ilustrado com casos clínicos, onde se utilizou implantes fabricados por prototipagem rápida em um processo denominado Sinterização Seletiva a Laser.

ABSTRACT

EVALUATION OF DENTAL IMPLANTS WITH LASER SURFACE TREATMENT.

The aim of this work is to present a literature review regarding dental implants surfaces treated by lasers. Laser is a light amplification that depending of the intensity and matter interaction, is capable to cause morphologic and chemical changes in metal alloys, such as, titanium alloy used in dentistry. Several types of surface Laser treatments has been studied to create rough surfaces in osseointegrated dental implants. In the last few years, the rough surfaces of dental implants compared to machined surfaces, presented better biologic response of the host, reducing the osseointegration period, enabling professionals to perform faster and more secure prosthetics rehabilitation. This work is illustrated with clinical cases where osseointegrated dental implants manufactured by rapid prototyping process called Selective Laser Sintering were used.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Micrografia eletrônica de varredura do implante dental *Laser-Lok*® (BioHorizons®, Birmingham, AL, EUA). A seta vermelha indica a parte coronal do implante com microcanais produzido por um sistema de tratamento a Laser. Fonte: NEVINS *et al*., 2008, p. 112. 29

Figura 2 - Micrografia eletrônica de varredura de implante dental produzido por prototipagem rápida em aumento de 32x. (A) Implante após o processo de sinterização. (B) Implante após o processo de sinterização e de ataque ácido. Fonte: TRAINI *et al*., 2008, p. 1526 32

Figura 3 - (A) e (B) Aspectos clínicos da ausência do incisivo lateral. ...33

Figura 4 - (A) Descolamento do retalho. (B) Guia cirúrgico. 34

Figura 5 - (A) Inserção de um implante Tixos® (3.3 x 13mm). (B) Enxerto conjuntivo subepitelial colocado na parte coronal do implante. 35

Figura 6 - (A) Aspecto Clínico após 60 dias da cirurgia. (B) Aspecto Clínico após 120 dias da cirurgia. 36

Figura 7 - (A) Dente 22 abutment de zircônia. (B) Dente 12, laminado de cerâmica. Dente 22 coroa, coroa de cerâmica. 37

Figura 8 - (A) Foto inicial do caso. (B) Restauração final nos dentes 12 e 22. Aspecto final após 12 meses da cirurgia. 38

Figura 9 - (A) Aspectos clínicos do elemento 15 fraturado. (B) Imagem de Tomografia Computadorizada do dente 15. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.135. 39

Figura 10 - (A) Imagem 3D da raiz artificial projetada em CAD-CAM. (B) Raiz artificial fabricada em liga de titânio pela técnica SLS. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.135-136. 40

Figura 11 - (A) Alvéolo após extração. (B) Adaptação da raiz artificial em titânio. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.139. 43

Figura 12 - (A) Adaptação da raiz artificial em titânio. (B) Provisório imediato. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.140. 45

Figura 13 - (A) Radiografia periapical após colocação imediata. (B) Restauração final do dente 15 em cerâmica com *copping* de zircônia após 2 meses. (C) Radiografia periapical após 1 ano de controle. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.140. 56

LISTA DE ABREVIATURAS

3D	*Three Dimensional*
Al_2O_3	Óxido De Alumínio
Ca	Cálcio
CAD-CAM	*Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing*
CaP	Fosfato de Cálcio
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CO_2	Dióxido de Carbono
DCD -	*Discrete* Crystalline Depositions
DLF	*Direct Light Fabrication*
DLMF	*Direct Laser Metal Forming*
EDS	*Energy Dispersive Spectrometry*
FDA -	*Food And Drug Administration*
fs	Femtossegundos
IBAD -	*Íon Beam-Assisted Deposition*
J/cm^2	Joules por Centímetro ao Quadrado
MAE -	*Modified Acid-Etching Procedures*
MAR -	*Mineral Apposition Rate*
mm	Milímetro
µm -	Micrometros
Ncm	Newton por Centímetro
Nd	Neodímio
NIH -	*National Institute of Health*
nm -	Nanômetros
P	Fósforo
PLD -	*Pulsed Laser Deposition*
PRP -	Plasma Rico em Plaquetas

PSHA - *Plasma Sprayed Hydroxyapatite*
R_a - Rugosidade de Superfície
RBM - *Resorbable Blast Media*
SLA - *Sandblasted/Large Grit/Acid-Etched*
SLS *Selective Laser Sintering*
Ti15Mo Liga de Titânio com 15% de Molibidênio
Ti6Al4V Liga de Titânio com 6% de Alúminio e 4% de Vanádio
Ti-safira Titânio-Safira
TiN Nitrato de Titânio
TiO_2 Dióxido de Titânio
TPS - *Titanium Plasma Spray*
W Watts
YAG *Ytrium Aluminum Garnet*
Yb Itérbio
YVO_4 Yttrium Orthovanadato

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14

2 OBJETIVO 16

3 METODOLOGIA 17

4 REVISÃO DE LITERATURA 18

4.1 Tratamento de Superfície. 18

4.1.1 *Spray* de plasma de titânio. 19

4.1.2 Superfícies ácido-condicionadas e jateadas/ ácido-condicionadas. 20

4.1.3 Cobertura de implantes dentários com cerâmicas bioativas. 21

4.1.4 Outros Tipos de tratamento de Superfície. 22

4.1.4.1 Superfícies eletroquimicamente anodizadas. 22

4.1.4.2 Deposição assistida por feixe de íons. 22

4.1.4.3 Deposição discreta cristalina (DCD)

de cálcio e fosfato. 23

4.1.4.4 Outras técnicas para a incorporação de cálcio

e fósforo em escala nanométrica. 24

4.2 Tratamento de Superfícies de Implantes a Laser. 24

4.2.1 Sinterização Seletiva a Laser - SLS. 25

4.2.2 Fabricação direta pela Luz 26

4.2.3 Tratamento de Implantes Dentais com Laser. 26

5 RELATO DE CASOS CLÍNICOS. 37

6 DISCUSSÃO 43

7 CONCLUSÃO 53

8 REFERÊNCIAS 54

1.INTRODUÇÃO

A implantodontia é baseada nos conceitos básicos de osseointegração estabelecidos por Bränemark (BRÄNEMARK *et al*. 1977). Desde os estudos iniciais nas décadas de 1960 e 1970, o uso de implantes osseointegrados, na reabilitação oral de indivíduos edêntulos, vem aumentando exponencialmente a cada ano.

Com a evolução da técnica e dos processos de fabricação, verificou-se que o tratamento da superfície do implante poderia melhorar a qualidade e a quantidade da osseointegração. O implante sem tratamento de superfície ou com superfície usinada é o tipo mais simples de implante, sendo o que apresenta menor grau de osseointegração. Diferentes pesquisadores e fabricantes propuseram, nos últimos anos, o tratamento da superfície de implantes. Estas podem ser classificadas como macrotexturizada, microtexturizada, nanotexturizada e biomiméticas. (MENDONÇA *et al*. 2008; COELHO *et al*. 2009; BUSER *et al*. 1991)

Nos últimos 20 anos, fatores relacionados ao implante dental osseointegrado (*design* do implante, tipo de conexão protética e composição química da superfície) e ao hospedeiro (fatores locais e sistêmicos) foram avaliados, visando aprimorar e desenvolver tecnologias para as macro e microestrturas (MENDONÇA *et al*. 2008; COELHO *et al*. 2009). Dentre esses fatores, a superfície dos implantes ou sua microestrutura é o fator que mais recebeu atenção (WENNEBERG; ALBREKTSSON, 2009). A microestrutura do implante influencia a

quantidade e qualidade do contato osso-implante e, conseqüentemente, aumenta o sucesso, a longo prazo, dos implantes osseointegrados, uma vez que, teoricamente, quanto melhor o contato osso-implante, maior será a longevidade desse implante.

O presente trabalho tem como foco uma revisão bibliográfica sobre implantes com tratamento de superfície por meio do laser. O Laser é um feixe de luz coerente e tem seu termo derivado do acrônimo na língua inglesa de *Ligth Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (Ampliação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação). O Laser foi desenvolvido, inicialmente em 1960, por Theodore Maimann (FERREIRA; 2000) e usado para o tratamento de superfícies metálicas a partir da década de 70. Alguns Lasers de alta intensidade como os de CO_2 e o de Nd:YAG são capazes de modificar as superfícies de metais, incluindo ligas de titânio usadas nos implantes odontológicos.

Os implantes sinterizados a Laser, bem como outros, cujas superfícies receberam algum tipo de tratamento, apresentam vantagens em relação aos implantes de superfície usinada, como o aumento do grau de osseointegração, diminuição do período de osseointegração e maior capacidade de absorver cargas. Várias revisões sistemáticas (JUNKER *et al*., 2009; WENNEBERG; ALBREKTSSON, 2009; HARVEY *et al*., 2010) têm proposto que implantes osseointegrados que apresentam superfícies tratadas ou texturizadas, podem receber carga mastigatória em um período menor, com maiores índices de sucesso, quando comparadas aos implantes com superfícies de titânio comercialmente puras.

2 - OBJETIVO

O Objetivo deste estudo é analisar, por meio de uma revisão de literatura dos últimos 15 anos, os aspectos biológicos e biomecânicos dos implantes de titânio com tratamento de superfície a laser, seja por irradiação direta de um feixe Laser, Sinterização Seletiva a Laser (SLS), Fabricação Direta pela Luz (DLF), ou outro tipo de tratamento de superfície, que utilize o Laser como fonte de energia.

3. METODOLOGIA

Primeiramente, por meio de busca no PUBMED, foram relacionados os resumos de artigos relacionados ao tratamento de superfície metálicas com Laser. A partir desses resumos, realizou-se uma busca no Portal de Periódicos da CAPES afim de que os artigos pudessem se lidos em sua íntegra. Após leitura criteriosa dos mesmos, redigiu-se uma revisão bibliográfica abrangendo as diversas técnicas de tratamento de superfície a laser e as características mecânicas e biológicas da interação dessa superfície com o tecido ósseo. Para melhor entender o uso de implantes com superfícies tratadas a laser o presente trabalho foi ilustrado com dois casos clínicos aonde um sistema comercial de implante fabricado pela técnica SLS foi utilizado.

4 - REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Tratamento de Superfície

As superfícies dos implantes osseointegrados podem receber tratamentos químicos, físicos e mecânicos, que modificam a maneira como o implante irá interagir com o tecido biológico. A microestrutura dessa superfície modificada promove respostas biológicas e clínicas, que alteram, significantemente, aspectos como o percentual de osseointegração, período de osseointegração e capacidade de receber carga mastigatória. Alguns estudos apresentam evidências clínicas (PINHOLT, 2003;) e histológicas (TRISI *et al*., 2003, IVANOFF *et al*., 2003). de que os implantes com superfícies tratadas podem receber carga mastigatória em um período menor do que o preconizado por Adell *et al*. e Albrektsson *et al*., ambos de 1981.

O tratamento de superfície não é a única variante capaz de determinar o período e o percentual de osseointegração. Outros fatores, como as condições sistêmicas do indivíduo, a disponibilidade e a qualidade do tecido ósseo e a técnica cirúrgica, são igualmente importantes nesse processo (SHALABI *et al*., 2006).

Na literatura, encontram-se taxas de contato entre o osso e o implante osseointegrado de superfície de titânio comercialmente puro, que variam entre 25% e 65%, seja em animais (COELHO *et al*., 2009; BUSER *et al*., 1991) ou em humanos (SHIBLI *et al*., 2007). Dessa maneira, a modificação da superfície do implante de titânio, ou o tratamento dessa superfície promove vantagens em relação à uma superfície lisa como aceleração da cicatrização e o aumento da taxa de contato entre o osso e o implante (IVANOFF *et al*., 2001; SHIBLI *et al*., 2007; GRASSI *et al*., 2006).

O propósito deste trabalho não é descrever os vários tipos de tratamentos de superfícies, mas dissertar sobre o tratamento de superfícies que utilizam o Laser como método de modificação dessa. Contudo, para maior entendimento do assunto e, para melhor situar a técnica em seu estado atual, um breve relato dos principais tipos de tratamento de superfícies de implantes dentais de titânio encontrados no mercado será descrito..

4.1.1 *Spray* de plasma de titânio

O *spray* de plasma de titânio (*titanium plasma spray*, TPS) é um processo, que consiste na injeção de titânio em pó por meio de um aplicador de plasma em alta temperatura. As partículas de titânio são projetadas e fundidas sobre a superfície do implante, formando um filme de aproximadamente 50μm de espessura. O revestimento de TPS tem uma rugosidade média de 7μm. Esse processo resulta em aumento da área de superfície de contato do implante, quando comparada com superfícies sem tratamento. A superfície tridimensional micrométrica presente nesse tipo de tratamento aumenta a resistência à ruptura na interface osso-implante (LE GUÉHENNEC *et al*., 2007).

4.1.2 Superfícies ácido-condicionadas e jateadas/ácido-condicionadas.

Um dos primeiros métodos comercialmente disponíveis, usado para melhorar a área, a limpeza e as características químicas das superfícies, foi o condicionamento ácido e o jateamento com partículas associado ao condicionamento ácido. A maioria dos implantes jateados com partículas são subsequentemente condicionados com ácidos. O procedimento de condicionamento ácido tem o objetivo de realçar o perfil topográfico da superfície e remover subprodutos do processo. Este tratamento de superfície pode também ser aplicado sem o prévio jateamento com partículas, resultando em perfis mais suaves comparados às superfícies jateadas/ácido-condicionadas. O procedimento de jateamento é geralmente realizado via propulsão de partículas de sílica, biocerâmica reabsorvível, alumina (Al_2O_3), ou dióxido de titânio (TiO_2), de diferentes tamanhos de partículas (KIM *et al*., 2008) .

Variações dessa técnica podem ser vistas de fabricante para fabricante. Um exemplo disso é a tecnologia empregada pela empresa *Straumann*® (Basel, Suíça), denominada "*SLActive*" , que envolve a modificação da esterilização e do armazenamento da superfície jateada com sílica de partículas grandes e ácido-condicionada SLA (***S****and-blasted,* ***L****arge grit,* ***A****cid-etched*), nas quais os implantes são fornecidos em uma solução salina. Esse tratamento de superfície é baseado na hidroxilação dos óxidos de titânio, em que as superfícies metálicas se tornam hidrofílicas para adsorção de água. Os implantes *SLActive*® apresentam alta molhabilidade, o que é uma qualidade desejável, visto que os implantes interagem com os fluidos corpóreos (OLIVEIRA, 2010).

4.1.3 Cobertura de implantes dentários com cerâmicas bioativas

A adição de cálcio e fósforo como recobrimento das superfícies, tem recebido grande atenção entre as modificações feitas em implantes dentários e ortopédicos. Este interesse se deve, em parte, ao fato desses elementos serem os constituintes básicos do osso natural, e pelo fato da possibilidade de se aplicar essa técnica ao longo da superfície do implante por diversos processos industriais (OLIVEIRA, 2010).

A cobertura mais disponível comercialmente de biocerâmica são produzidas como uma camada de 20-50μm de espessura de spray de plasma hidroxiapatita (*Plasma Sprayed Hydroxyapatite* – PSHA). As coberturas de PSHA normalmente são baseadas no embricamento mecânico entre superfícies jateadas ou condicionadas por ácido metálicas e uma biocerâmica como o PSHA para sua integridade física durante a colocação do implante e sua função. A substancialmente aumentada adesão do osso e a biocerâmica (bioatividade) e a magnitude do contato entre osso e implante tem sido observadas para estes implantes. No entanto, este implante tem caído em desuso na prática clínica diária, pois estas coberturas não se dissolvem ou degradam uniformemente após longos períodos em função. Foi observado que, em regiões de qualidade óssea inferior, houve uma diminuição da estabilidade de implantes recobertos com hidroxiapatita após 60 meses (TRUHLAR *et al*., 2000a).

Além disso, nem sempre uma composição uniforme e uniformidade de cristalinidade são obtidas no processo de spray de plasma, existindo controvérsia em relação à composição do conteúdo cristalino e ao desempenho *in vivo*. Assim, alterações na proporção atômica de cálcio e fósforo ao longo da superfície da cobertura e diferenças na espessura

relativa podem alterar as taxas de dissolução/degradação da camada *in vivo*. Contudo, o comportamento da parte transmucosa do recobrimento com PSHA *in vivo* continua sendo um desafio, mas após 36 meses não foi encontrado comprometimento periodontal (MORRIS *et al*., 2000). Apesar das limitações, que podem levar à falha do implante, implantes recobertos com PSHA possuem capacidade osseocondutora mais eficaz do que implantes sem cobertura. A maior osseoconductividade desses implantes pode ser um fator significante à sobrevivência destes especialmente em áreas onde a qualidade e quantidade de osso são comprometidas e a geração de retenção adicional é necessária (IAMONI *et al*., 1999; TRUHLAR *et al*., 2000b). Em pacientes, que possuem diabetes do tipo II (MORRIS *et al*., 2000), e, onde a qualidade óssea é boa, essa diferença não é perceptível (ORENSTEIN *et al*., 2000; SPRAY *et al*., 2000).

4.1.4 Outros tipos de tratamento de Superfície

4.1.4.1 Superfícies eletroquimicamente anodizadas

As superfícies eletroquimicamente anodizadas, após a usinagem dos implantes, demonstram uma aumento na microtextura adicionada a modificações/adições químicas durante seu processo de fabricação (YANG *et al*., 2009).

4.1.4.2 Deposição assistida por feixe de íons.

Com o objetivo de aumentar a osseoconductividade de superfícies e as limitações das coberturas PSHA, coberturas substancialmente mais finas (variando da escala nanométrica para a micrométrica) estão sendo aplicadas às superfícies dos implantes. As características desejáveis

desses filmes delgados são a composição química e a espessura controladas e maior adesão ao substrato metálico (40MPa comparado a < 20MPa encontrado no PSHA). A composição química e a espessura controladas demonstraram, *in vivo,* influenciar a dissolução da camada, assim como potencial aumento na osseocondução em tempos de implantação mais precoces. Entretanto, a rápida dissolução das camadas finas pode resultar na exposição do substrato metálico, em algum momento recente, após a cirurgia de colocação. Assim, a possibilidade de obter-se um contato íntimo entre o implante e o osso, ao nível da microscopia óptica pode ser uma característica atrativa para as camadas finas de recobrimento. Esse contato íntimo preveniria uma interface entre osso, biocerâmica, superfície de óxidos e substrato metálico, possivelmente criando condições favoráveis para uma ancoragem de longo prazo (OLIVEIRA, 2010).

4.1.4.3 Deposição discreta cristalina (DCD) de cálcio e fosfato.

Esta técnica incorpora componentes baseados em Ca e P às superfícies dos implantes, através de cristais de CaP em implantes duplamente condicionados com ácido. O método DCD gera uma superfície diferente, em morfologia e microestrutura, de outras de filmes delgados como na deposição assistida por feixe de íons (IBAD - *Ion Beam Assisted Deposition*). A razão para o surgimento desta superfície é outra tentativa de aumento de osseoconductividade, evitando-se as desvantagens de longo prazo das camadas PSHA (ORSINI *et al*., 2007).

4.1.4.4 Outras técnicas para a incorporação de cálcio e fósforo em escala nanométrica.

Outras técnicas para a incorporação de Ca e P estão sendo exploradas para modificar, quimicamente, a superfície dos implantes dentários. Uma maneira de se fazer isso é a de combinar o uso de uma superfície rugosa por bombardeamento por partículas de cerâmicas biocompatíveis (RBM) acrescentadas a um processo de limpeza seletiva, o condicionamento ácido modificado (*modified acid-etching procedures* – MAE), levando a uma superfície moderadamente rugosa com resquícios de Ca e P (OsseanTM, Intra- Lock international, Boca Raton, EUA) (OLIVEIRA, 2010).

4.2 Tratamento de Superfícies de Implantes a Laser

Comercialmente, existem diversos tipos de tratamentos de superfície a Laser. Além do tratamento de superfícies, peças inteiras podem ser fabricadas com sistemas computadorizados, que utilizam um feixe laser para fundir uma liga metálica. Os dois sistemas mais utilizados de prototipagem rápida a Laser são a Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e a Fabricação Direta pela Luz (DLF), que serão descritas a seguir. A maioria dos trabalhos científicos, que relatam o tratamento de superfícies de titânio a Laser, utiliza uma dessas técnicas. Contudo, alguns experimentos utilizam apenas a irradiação superficial de um implante de titânio ou de uma amostra desse metal. No presente trabalho, as siglas SLS e DLF serão utilizadas sempre que forem citadas como método de tratamento de

superfície, mesmo que os autores dos trabalhos citados, venham a utilizar um outro termo para se referir a essas técnicas.

4.2.1 Sinterização Seletiva a Laser - SLS

A sinterização seletiva a Laser é um método de prototipagem rápida que possui a capacidade de produzir peças acabadas, diretamente, de metais em um único processo e sem a necessidade de acabamento (AGARWALA *et al*., 1995).

O temo Sinterização Seletiva a Laser é um termo traduzido da sentença no inglês: *Selective Laser Sintering* (SLS). Basicamente a SLS é um processo de fabricação, em que um pó de uma determinada liga é depositado e fusionado pelo feixe Laser, para a fabricação de um componente ou para o tratamento de uma superfície. Diversas camadas podem ser depositadas, formando-se uma superfície com características micrométricas e nanométricas. A sinterização acontece em um ambiente de atmosfera controlada, e é usado para fortificar as ligações de componentes em pó compactado dentro de um ciclo de processo temporizado de temperatura (GERMAN, 1996).

A sinterização ou a adesão das partículas de pó metálico, durante o processo de SLS, ocorre por meio do aumento de temperatura desse pó pela ação do feixe de Laser. O processo de SLS é extremamente dependente da adequada absorção do Laser pelo material irradiado (AGARWALA *et al*., 1995).

4.2.2 Fabricação Direta pela Luz

Fabricação Direta pela Luz é um termo traduzido da sentença no inglês: *Direct Light Fabrication* (DLF). O termo DLF se refere a um processo de fabricação rápida, patenteada nos Estados Unidos, que produz componentes metálicos a partir de um programa de computador (GERMAN, 1996). Diferentemente da sinterização a Laser, a DLF é um processo, no qual as partículas metálicas são previamente derretidas pelo feixe Laser e posteriormente ressolidificadas de maneira a se alcançar um material denso. Esse tipo de tecnologia é capaz de gerar sólidos precisos e com propriedades mecânicas melhoradas, quando comparadas a outros processos de fabricação. Ready e Farson (2001) relatam o aumento de 10% na resistência de escoamento de um componente de Ti6Al4V, construído a partir de DLF comparado ao processo usual de usinagem que lida com um bloco bruto da mesma liga.

4.2.3 Tratamento de Implantes Dentais com Laser

Os estudos com tratamento de superfície de implantes de titânio a Laser tiveram início no final da década de 90. Gaggl *et al*. (2000) avaliaram quatro tipos de tratamento de superfícies de implantes quanto a sua pureza: superfície maquinada, plasma titânio spray, óxido de alumínio (partículas de 75 micrômetros mais tratamento com ácido fluorídrico) e implantes com tratamento a laser. A avaliação da superfície foi realizada através de microscopia eletrônica e EDS (espectroscopia por energia dispersiva). O estudo mostrou que, quanto à rugosidade, os implantes tratados com titânio plasma spray, bem como os tratados com laser, têm um perfil de superfície ideal, apresentando uma estrutura secundária e

terciária com micro-rugosidade de 10μm e rugosidade variando de 0,5 a 4mm. A análise por EDS mostrou menor contaminação nas superfícies usinadas, bem como aquelas tratados a laser. A estrutura de superfície ideal, com o mínimo de contaminação, foi a superfície de titânio tratado com laser. Uma estrutura ótima também foi alcançada pelo método de spray de plasma de titânio. No entanto, a pureza da superfície obtida como spray de plasma mostrou-se inferior à pureza da superfície tratada com Laser.

Comparando as superfícies tratadas a laser com as jateadas com óxido de alumínio (Al_2O_3) Soboyejo *et al*. (2001) concluíram que as rugosidades produzidas pelo laser (70-117nm) são menores que as originadas do jateamento com Al_2O_3 (44μm). A análise de microscopia de transmissão eletrônica mostrou uma superfície com microestruturas ressolidificadas em camadas. Os autores verificaram também que a exposição da superfície de titânio ao feixe de laser, por mais de uma vez, deve ser evitada sob o risco de perda de resistência.

Marticorena *et al*. (2007) irradiaram lâminas de titânio comercialmente puro com um Laser de Nd:YAG, pulsado com 2,5J/cm^2, com o objetivo específico de produzir uma superfície rugosa, que aumentasse a osseointegração. Cada ponto foi irradiado com 200 e 500 pulsos de laser. A superfície irradiada apresentou maior rugosidade e uma camada de nitrato de titânio (TiN), que não estava presente nas lâminas do grupo controle (não irradiado). As lâminas de titânio foram implantadas em tíbias de ratos, e após 14 dias, a análise histológica mostrou uma tendência maior de formação óssea peri-implantar nas lâminas irradiadas, quando comparadas às lâminas do grupo controle. O grupos com 500 pulsos por sítio apresentaram resultados estruturais e histológicos melhores do que os grupos com 200 pulsos por sítio.

Braga *et al*., em um estudo realizado no Brasil em 2007, irradiaram superfícies de titânio comercialmente puro com um laser de Nd:YVO_4. Os autores concluíram que o laser é capaz de modificar a superfície do titânio e que parâmetros, como taxa de repetição, energia do pulso, velocidade de irradiação e fluência, estão diretamente relacionados com o tipo de modificação superficial que se deseja. Foram utilizadas fluências entre 18 e 280J/$cm^{2.}$ Os autores concluíram que quanto maior a energia utilizada maior a presença de estados oxidados na superfície do titânio.

Maluf *et al*. (2007), em outro trabalho realizado no Brasil, verificaram que superfícies de implantes dentários de titânio irradiadas com laser de Nd:YAG, apresentavam aumento quantitativo de 157% de de óxido de titânio da área irradiada quando comparadas à área lisa (não irradiada). Os autores concluíram que o tratamento de superfícies de implantes é um procedimento viável, que proporciona superfícies mais resistentes e tratamento homogêneo.

Singh *et al*. (2008) realizaram um estudo em que uma superfície de Ti6Al4V, irradiada com laser de Nd:YAG com potência de 1500W, em atmosfera de nitrogênio, foi analisada quanto às modificações estruturais e quanto às propriedades de dureza e corrosão. Os autores concluíram que o laser, com os parâmetros utilizados, é capaz de modificar a superfície do titânio significantemente, promovendo o aumento da dureza superficial, a melhoria do potencial de corrosão e a diminuição do potencial de pite.

Nevins *et al*., em 2008, realizaram um estudo histológico em humanos para investigar a adesão tecidual do epitélio em uma superfície de um implante de titânio tratado a laser. O implante estudado foi o *Laser-Lok*® (BioHorizons®, Birmingham, AL, EUA). Este sistema possui um colar com diversos microcanais (Figura 1), que são realizados com laser e têm como

objetivo melhorar a adesão do tecido acima da crista óssea ao implante, simulando o que acontece em dente natural. Após 6 meses de osseointegração os implantes foram removidos, juntamente com os tecidos moles e duros adjacentes, e foram realizados cortes histológicos. Os autores encontraram evidências de que, entre o término apical do epitélio juncional e a crista alveolar, havia presença de tecido conjuntivo diretamente aderido à superfície do implante.

FIGURA 1 - Micrografia eletrônica do implante dental *Laser-Lok*® (BioHorizons®, Birmingham, AL, EUA). A seta vermelha indica a parte coronal do implante com microcanais produzido por um sistema de tratamento a Laser. Fonte: NEVINS *et al*., 2008, p.112.

A realização de microrranhuras em *abutments* de implantes de titânio foi testada em um modelo canino com o objetivo de aumentar o suporte de tecidual desses implantes. Os autores concluíram que esse tipo de tratamento, quando comparado com superfícies de *abutments* maquinados apresenta aumento significativo no tempo e na qualidade da cicatrização dos tecidos peri-implantares, sejam esses duros ou moles (NEVINS *et al*., 2010).

Shapoff *et al*. em 2010 analisaram 49 implantes com tratamento a laser da parte coronal de implantes de titânio osseointegráveis. Os autores verificaram uma perda média de 0,44mm de osso da crista alveolar em um período de 2 anos e uma perda de 0,4mm no período de 3 anos. OS autores concluíram que as microrranhuras realizadas pelo Laser são responsáveis por uma melhor interação dos tecidos peri-implantares, promovendo assim um selamento biológico de melhor qualidade.

A sinterização seletiva a Laser pode ser utilizada para fabricar implantes osseointegráveis de titânio para uso odontológico. Traini *et al*., em 2008, mostraram o uso dessa tecnologia para fabricação desse tipo de implante. Os autores usaram um Laser de Itérbio (Yb), em uma atmosfera controlada de argônio, que irradiava uma liga em pó de microesferas de Ti6Al4V, com tamanho de partícula variando de 1μm a 10μm. O laser usado possuía comprimento de onda de 1054nm, potência de 200W e área de *spot* de 0,1mm. Com o objetivo de remover esferas metálicas da superfície externa dos implantes, os autores submeteram as amostras a ataque ácido. Nenhum tipo de impureza química foi detectada nas superfícies dos implantes sinterizados a Laser. Os autores concluíram que o procedimento de sinterização a Laser para fabricação de implantes é um procedimento revolucionário. Os implantes SLS apresentavam superfície

externa porosa (Figura 2), sem perda de resistência, quando comparados aos implantes maquinados. Os autores demonstraram os implantes SLS apresentavam superfície altamente rugosa e com alta molhabilidade, fato esse que possibilitaria uma maior osseointegração.

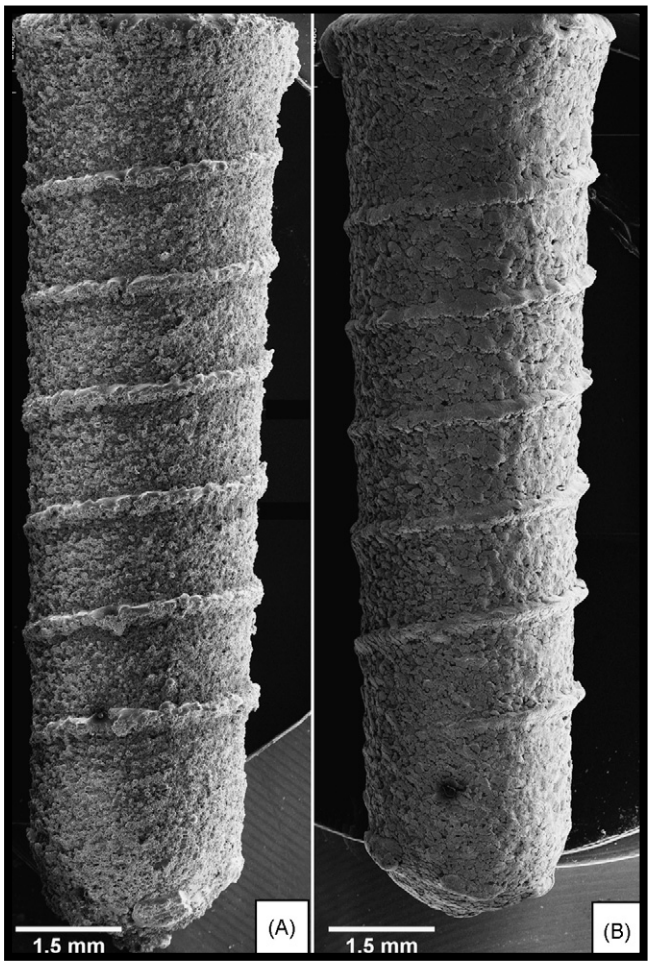

FIGURA 2 - Micrografia eletrônica de implante dental produzido por prototipagem rápida em aumento de 32x. (A) Implante após o processo de sinterização. (B) Implante após o processo de sinterização e de ataque ácido. Fonte: TRAINI *et al*., 2008, p.1526.

Em 2008, Mangano *et al*. Mostraram, em um estudo *in vitro* que implantes de titânio, criados pela técnica SLS, podem ser uma solução economicamente viável para fabricação de implantes dentários. Os implantes utilizados no experimento apresentavam tratamento de superfície extremamente irregular, com profundidade média de 100µm, estreitas fendas intercomunicantes, depressões rasas e profundos poços arredondados, de forma e tamanho variáveis, mostrando uma ampla margem para intertravamento com o osso hospedeiro. Os autores, além de fabricarem implantes com essa técnica, sinterizaram discos de titânio com as mesmas características dos implantes, para avaliar a biocompatibilidade dessa superfície com osteoblastos originados da calvária de ratos. Após um período de cultura de nove dias, as células estavam espalhadas e aderidas às superfícies dos discos de titânio, abrangendo todas as fendas e espaços vazios da superfície tratada. Os autores concluíram ainda que, após o tratamento ácido da superfície sinterizada a Laser, havia o aumento de microrrugosidade, e consequentemente, da adesão celular à superfície.

Em um estudo histológico para verificar a resposta de osseointegração de implantes fabricados pela técnica SLS, os autores concluíram que a topografia desses implantes apresentavam ótimos resultados. A superfície SLS foi comparada à dos implantes maquinados e à dos implantes com tratamento por jato de areia e ataque ácido. Os resultados dos implantes fabricados pela técnica SLS e dos implantes com superfície tratada foram superiores aos implantes com superfície maquinada (SHIBLI *et al*., 2009).

Em um estudo com 24 pacientes, Mangano *et al*. (2011a) verificaram a taxa de sucesso, após um ano da colocação, dos implantes com superfície tratada a Laser (SLS) em mandíbulas edêntulas. O tratamento consistia em uma prótese total implantossuportada sobre 4 implantes

mandibulares. Os implantes não eram esplintados, e o sistema de encaixe utilizado foi um *abutment* do tipo bola. A taxa de sucesso encontrada após um ano de controle foi de 97,8%. Para os autores, o conceito de sucesso incluía ausência de dor na função, de supuração ou exudato, de mobilidade clínica do implante, de radiolucidez peri-implantar contínua e a distância entre o ombro do implante e o osso menor que 1,5 mm. A média encontrada para essa distância nos pacientes com sucesso do tratamento foi de 0,28mm com desvio padrão de 0,30mm.

Em um estudo multi-centro, Mangano *et al*. (2011) avaliaram o desempenho de 201 implantes fabricados por deposição metálica direta a Laser (SLS). Os implantes foram avaliados quanto aos aspectos clínicos, radiográficos e sob outros aspectos protéticos. Os critérios de sucesso incluíam a ausência de dor, sensibilidade, de supuração, de exudato, de mobilidade e de complicações entre o implante e o *abutment*, de radiolucidez peri-implantar contínua e distância entre o ombro do implante e o osso menor que 1,5mm. Um total de 201 implantes foram utilizados em 62 pacientes, sendo 106 na maxila e 95 na mandíbula. Quanto ao posicionamento nos arcos mandibulares e maxilares, 79 foram colocados na parte anterior e 122 na parte posterior. A taxa de sucesso foi de 97,5%, ocorrendo a perda de um implante na maxila. Os autores concluíram que o uso de implantes com tratamento a Laser pela técnica de SLS é um procedimento seguro para reabilitação parcial ou total de pacientes edêntulos. Afirmaram também que mais estudos seriam necessários para avaliar esses implantes em períodos maiores de tempo.

Em um trabalho em coelhos, Oliveira *et al*. (2011) avaliaram uma nova liga de titânio e molibidênio (Ti15Mo) para implantes dentais. Os autores avaliaram implantes maquinados e com superfície tratada por um Laser de

Itérbio (Yb) com 20W de potência. Após um período de osseointegração de 8 semanas, os implantes foram analisados quanto ao torque de remoção e por meio de um estudo histológico que avaliava a porcentagem de contato entre o implante e o osso. Os autores concluíram que a liga de Ti15Mo tratada com Laser é um material promissor para aplicações biomédicas. Quanto à análise de torque, o grupo tratado com laser apresentou uma média de 90Ncm, enquanto o grupo maquinado apresentou uma média de 51,5Ncm. Na análise histológica, verificou-se que o grupo tratado a laser apresentava porcentagens de contato significantemente mais altas do que o grupo maquinado, tanto para osso cortical quanto para osso medular.

Erdogam *et al*., em 2011, compararam três tipos de parâmetros de irradiação para tratamento de implantes dentais de titânio. Os autores utilizaram um Laser de Itérbio (Yb) emitindo no infravermelho com pulsos de nanosegundos, picosegundos e femtosegundos. Concluiu-se que quanto maior a taxa de repetição dos pulsos e menor a duração do pulso, menor seriam os efeitos térmicos na superfícies dos implantes. O trabalho mostrou que a irradiação com Laser de nanossegundos causava extensos efeitos térmicos enquanto nos Lasers de pico e femtossegundos os danos térmicos eram mínimos e sem significância estatística, entre esses dois grupos. As superfícies tratadas foram usadas para verificar a adesão e proliferação celular. Outra conclusão do estudo foi que as superfícies tratadas pelos Lasers de pico e femtossegundos eram superiores para adesão e proliferação celular, quando comparadas às superfícies tratadas com Laser de nanossegundos.

A interação dos osteoblastos de ratos com as superfícies de implantes de titânio lisa, titânio jateado com óxido de titânio, titânio plasma-spray

(TPS), e hidroxiapatita plasma-spray foram comparadas, para avaliar em qual dessas superfícies ocorreria maior migração e proliferação celular, além de analisar o grau de diferenciação celular sobre essas superfícies de implantes comerciais. Os Implantes foram expostos a osteoblastos neonatais de rato em suspensão, por um período de 20 minutos, e, por meio de microscopia eletrônica de varredura, as células associadas foram classificadas de acordo com o estágio de adesão celular. A análise quantitativa mostrou que as células se espalham mais rapidamente na superfície de TPS. Nos implantes de titânio lisos foram encontradas células espalhadas e aderidas à superfície, enquanto que nos implantes jateados com óxido de titânio, não foi visualizado nenhum tipo de interação celular sobre as irregularidades provocadas pelo jateamento. Sobre os implantes revestidos de hidroxiapatita, havia a presença de células aderidas somente às áreas lisas. Os autores concluíram que nas superfície de TPS ocorrem migração, proliferação e diferenciação celulares mais rapidamente do que nas outras superfícies (LUMBIKANONDA e SAMMONS; 2001).

Em uma revisão de literatura, Rompen *et al*. (2006) enfatizam que resultados de estudos *in vitro* e *in vivo* indicam que a rugosidade e a textura da superfície na faixa de micrômetros, podem ter um impacto sobre os eventos iniciais da cicatrização, influenciando a adesão, orientação, proliferação e metabolismo de células do tecido epitelial e conjuntivo. Em alguns tratamentos de superfícies de implantes de titânio, as rugosidades parecem aumentar a formação de uma rede de fibrina, o que poderia, hipoteticamente, ser positivo para a estabilidade inicial do implante e diminuição da migração apical das células epiteliais. Os autores citam que estudos *in vitro* e *in vivo* tendem a indicar que a adesão das células epiteliais é menor em superfícies de titânio texturizado do que em titânio usinado.

Hollander *et al*. (2006) produziram discos de Ti6Al4V, por meio de fabricação direta a Laser (DLF) com poros de 150 μm de diâmetro, e fizeram uma caracterização estrutural, mecânica e *in vitro* desse material (cultura de osteoblastos). Os autores verificaram, com microscopia eletrônica de varredura, que os osteoblastos cresceram ao longo das bordas dos poros. Além disso, os autores concluíram que o material prototipado por DLF deve ser submetido a posterior jateamento com esferas de vidro para melhoria do aspecto estrutural desse biomaterial.

Em 2010, o grupo do Prof. Carlo Mangano realizou um estudo para verificar a proliferação e a diferenciação de células tronco derivadas da polpa dental em superfícies de implantes tratadas a laser, comparadas à superfícies de implantes tratadas com ácido. Os autores concluíram que as superfícies sinterizadas a laser apresentavam melhor resultado quando comparadas às superfícies tratadas com ácido. No trabalho, verificou-se que as células tronco eram capazes de se diferenciar em osteoblastos, produzindo tecido ósseo ao longo da superfície dos implantes tratados a laser.

Bush *et al*. (2011) utilizaram um Laser de Titânio-Safira (Ti-safira) com comprimento de onda de 800nm , pulsos de 130fs e taxa de repetição de 1KHz para criar micro e nano texturas em superfícies de folhas de titânio. Os autores verificaram que a superfície do titânio tratada com Laser se tornou altamente hidrofílica e favorável à diferenciação e adesão de células tronco mesenquimais.

5. RELATO DE CASOS CLÍNICOS

CASO 1: Paciente com agenesia de incisivo lateral (22).[1] Foi realizada a colocação de um implante Tixos® (Leader-Novaxa®, Milão, Itália) de diâmetro de 3.3mm e comprimento de 13mm. Após a colocação do implante, foi realizado enxerto conjuntivo subepitelial colocado na parte coronal do implante por vestibular e lingual. Imediatamente à colocação do implante, foi realizado uma coroa provisória em acrílico auto-polimerizável. Após quatro meses, foi colocada uma cora definitiva de cerâmica com *abutment* de zircônia.

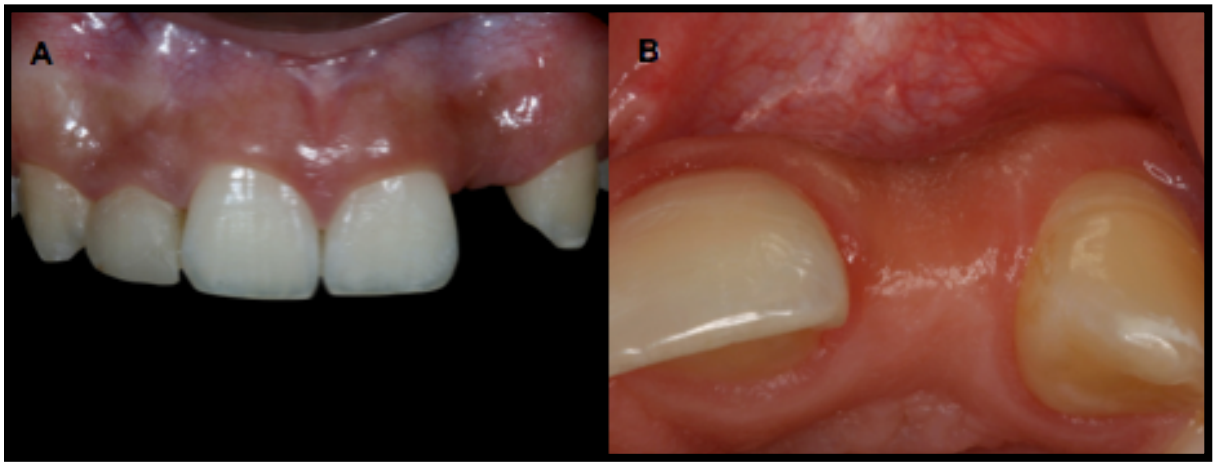

FIGURA 3 - (A) e (B) Aspectos clínicos da ausência do incisivo lateral.

[1] Esse caso foi gentilmente cedido pelos seguintes professores da Faculdade de Odontologia da Universidade de Guarulhos: Alexandre Dottore, Ricardo Vichiatti, Ramiro C. Neto, Andre Reis, Poliana M. Duarte e Jamil Shibli.

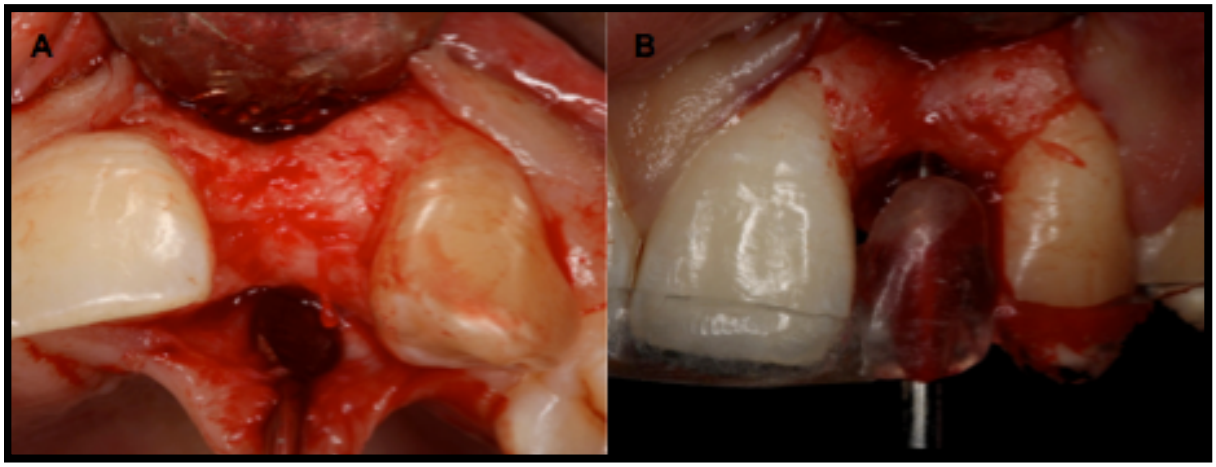

FIGURA 4 - (A) Descolamento do retalho. (B) Guia cirúrgico

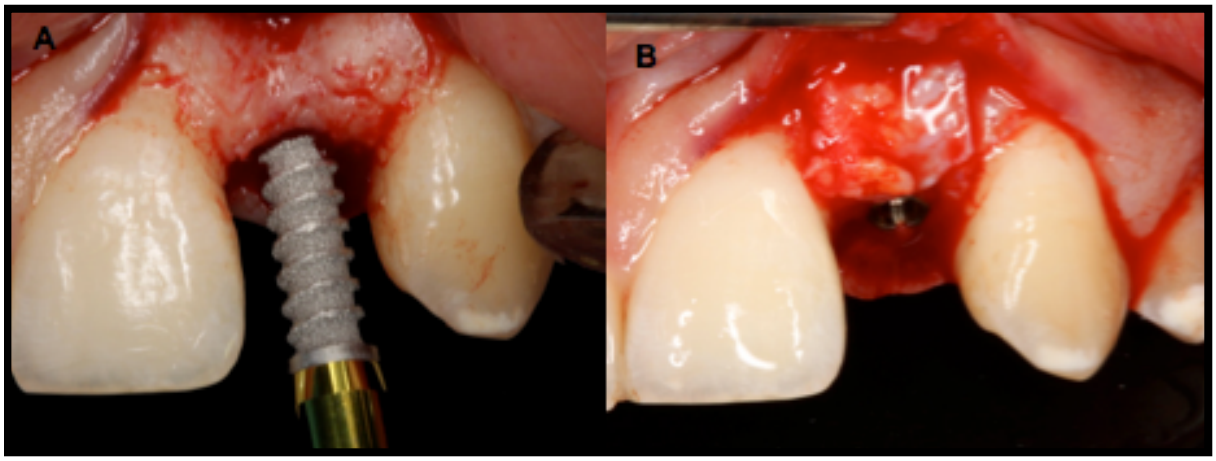

FIGURA 5 - (A) Inserção de um implante Tixos® (3.3 x 13mm). (B) Enxerto conjuntivo subepitelial colocado na parte coronal do implante.

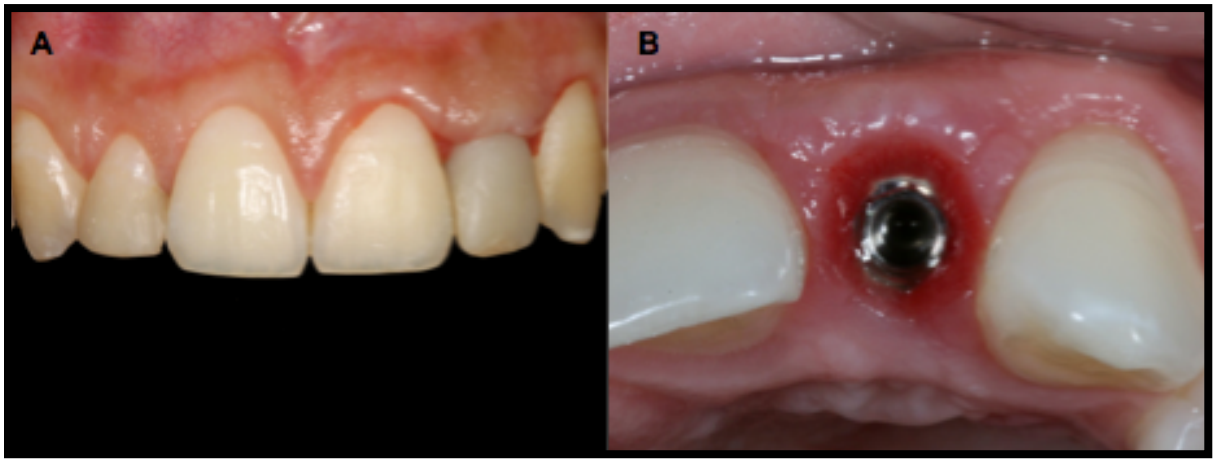

FIGURA 6 - (A) Aspecto Clínico após 60 dias da cirurgia. (B) Aspecto Clínico após 120 dias da cirurgia.

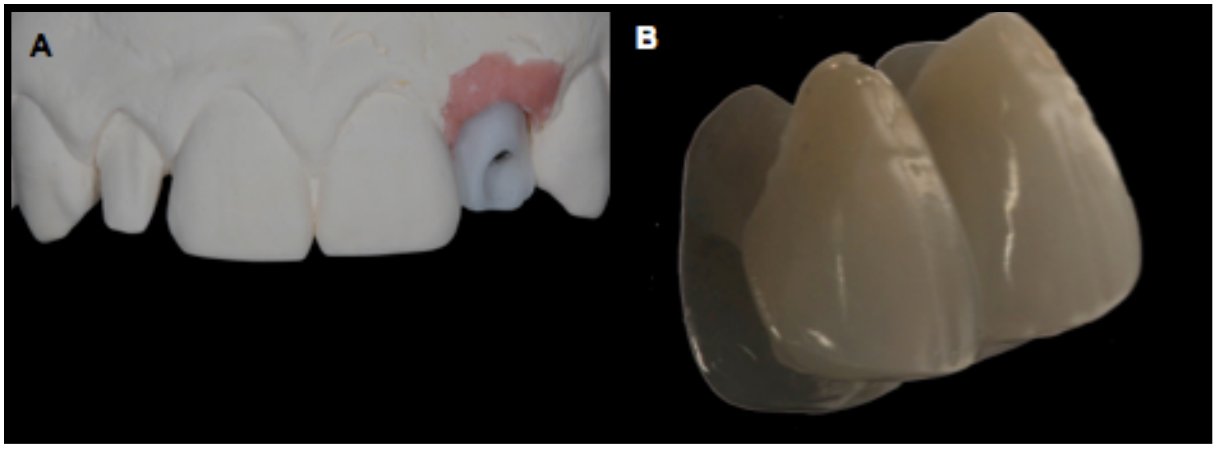

FIGURA 7 - (A) Dente 22 *abutment* de zircônia. (B) Dente 12, laminado de cerâmica. Dente 22 coroa, coroa de cerâmica.

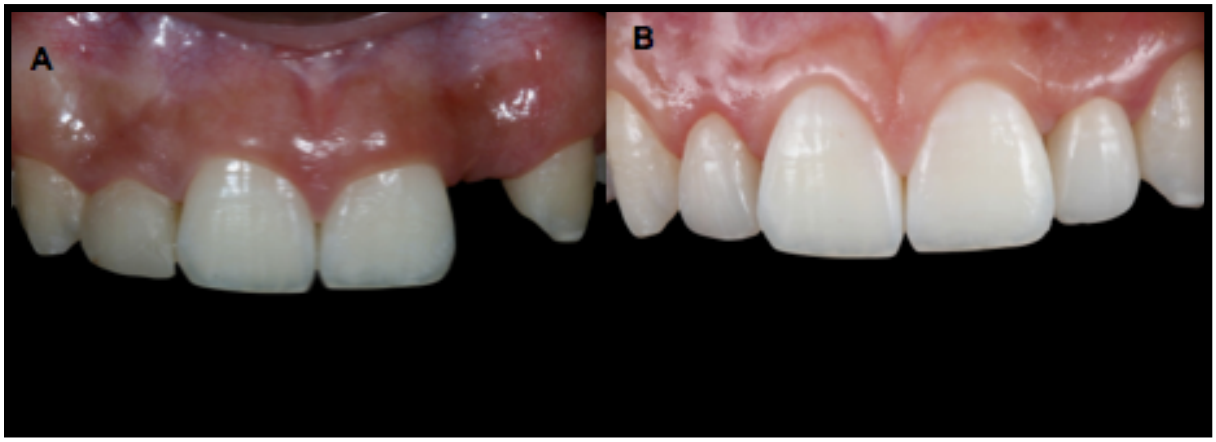

FIGURA 8 - (A) Foto inicial do caso. (B) Restauração final nos dentes 12 e 22. Aspecto final após 12 meses da cirurgia.

CASO 2: Paciente com fratura radicular do dente 15. Foi realizada uma tomografia computadorizada para que, por meio de um programa CAD-CAM fosse realizado o desenho da raiz e posteriormente confeccionado por prototipagem rápida pelo método SLS uma raiz artificial de titânio. A raiz de titânio foi colocada imediatamente após a extração do dente. Um provisório de acrílico em oclusão foi colocado sobre a raiz artificial. Após dois meses uma coroa de cerâmica com *copping* de zircônia foi colocada em definitivo sobre a raiz (SILVETTI *et al*., 2010).

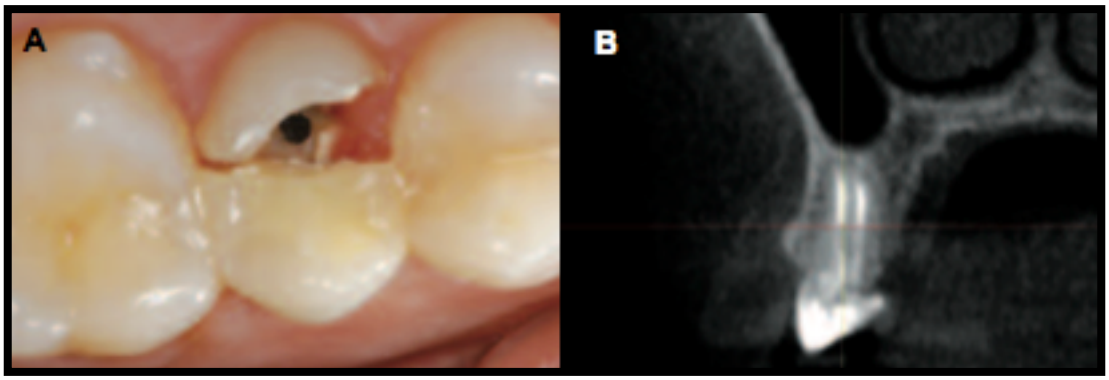

FIGURA 9 - (A) Aspectos clínicos do elemento 15 fraturado. (B) Imagem de Tomografia Computadorizada do dente 15. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.135.

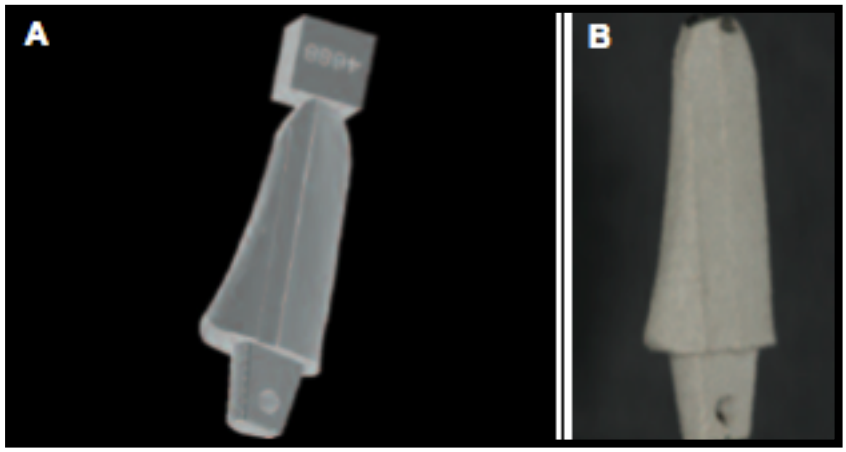

FIGURA 10 - (A) Imagem 3D da raiz artificial projetada em CAD-CAM. (B) Raiz artificial fabricada em liga de titânio pela técnica SLS. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.135-136.

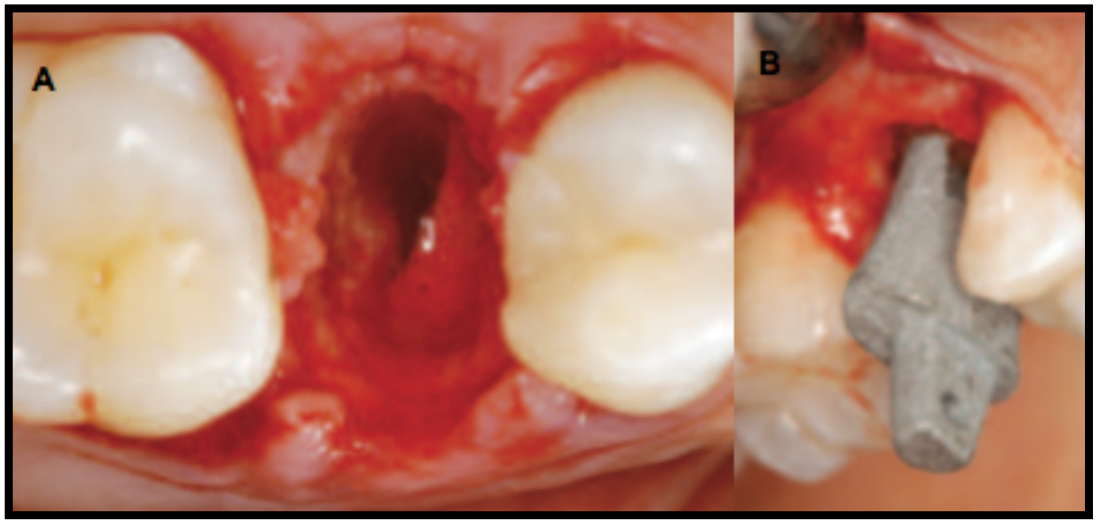

FIGURA 11 - (A) Alvéolo após extração. (B) Adaptação da raiz artificial em titânio. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.139.

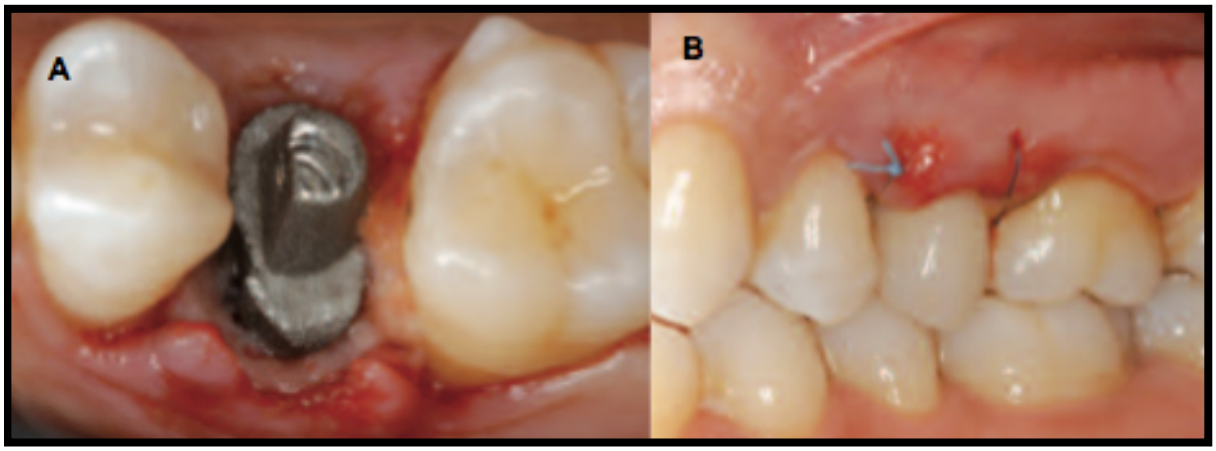

FIGURA 12 - (A) Adaptação da raiz artificial em titânio. (B) Provisório imediato. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.140.

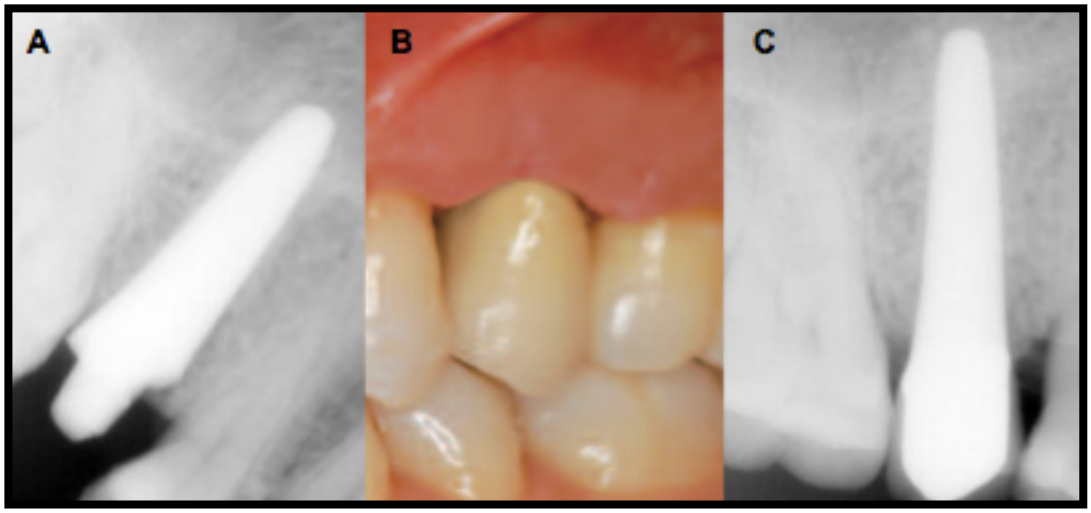

FIGURA 13 - (A) Radiografia periapical após colocação imediata. (B) Restauração final do dente 15 em cerâmica com *copping* de zircônia após 2 meses. (C) Radiografia periapical após 1 ano de controle. Fonte: SILVETTI *et al*., 2010, p.140.

6. DISCUSSÃO

Com a evolução das tecnologias empregadas no tratamento de superfícies de implantes dentais de titânio, diversos sistemas comerciais têm sido apresentados aos cirurgiões-dentistas com o intuito de fornecer vantagens mecânicas e biológicas para a implantodontia. Nos últimos anos, não só as empresas de implantes como também os centros acadêmicos vêm pesquisando a utilização do Laser para tratar superfícies de implantes.

Alguns centros de pesquisa utilizaram o laser para tratar superfícies de titânio, com o objetivo de modificar essa estrutura e melhorar as propriedades mecânicas e biológicas. As técnicas e os Laser usados nesses processos são diversificados e não utilizam nenhum tipo de equipamento de prototipagem rápida, apenas a irradiação da superfícies com o Laser. Na presente revisão verificamos o uso do Laser de Neodímio nas formas Nd:YAG (MARTICORENA *et al*., 2007; MALUF *et al*., 2007; SINGH *et al*., 2008) e Nd:YVO_4 (BRAGA *et al*., 2007), Itérbio (Yb) (OLIVEIRA *et al*., 2011; ERDOGAM *et al*., 2011) e o laser de Titânio-Safira (BUSH *et al*., 2011).

Apesar de não ser uma forma de prototipagem rápida, os experimentos com esse Lasers mostraram aspectos positivos referentes ao tratamento superficial dentre os quais pode-se citar: menor contaminação da superfície (GAGGI *et al*., 2000); presença de rugosidades nanométricas

(SOBOYEJO *et al*., 2001); maior formação óssea peri-implantar (MARTICORENA *et al*., 2007); aumento do óxido de titânio superficial (MALUF *et al*., 2007; BRAGA *et al*., 2007); aumento da dureza superficial, melhoria do potencial de corrosão e diminuição do potencial de pite (SINGH *et al*., 2008); maior torque para remoção dos implantes (OLIVEIRA *et al*., 2011); aumento da adesão e proliferação celular (ERDOGAM *et al*., 2011; BUSH *et al*., 2011) e maior hidrofilía (BUSH *et al*., 2011).

Quando a aplicação do Laser é feita diretamente sobre o implante de titânio os parâmetros como comprimento de onda, taxa de repetição, energia do pulso, velocidade de irradiação e fluência devem ser bem determinados para que o resultado seja positivo (BRAGA *et al*., 2007). A exposição da superfície de titânio ao feixe de laser por mais de uma vez deve ser evitada, sob o risco de perda de resistência quando se utiliza alta energia por pulso (SOBOYEJO *et al*., 2001). Entretanto, quando uma pequena energia de pulso é utilizada, uma maior quantidade de pulsos pode produzir superfícies mais rugosas e bioativas (MARTICORENA *et al*., 2007).

O tratamento de implantes de titânio pode promover impurezas químicas nas superfícies dos mesmos. Comparativamente, implantes tratados com titânio plasma spray e tratados com Laser apresentam diferenças quanto à pureza de superfície. Gaggi *et al*. (2000), após análise de EDS, concluíram que superfícies usinadas, bem como aquelas tratadas a Laser apresentam menor contaminação do que as superfícies tratadas pelo método de titânio plasma spray

A presença de rugosidades nas superfícies de implantes é hoje um consenso como fator para aumentar a quantidade e qualidade do contato osso-implante e, conseqüentemente, aumentar o sucesso a longo prazo

dos implantes osseointegrados. As modificações superficiais por qualquer técnica promovem vantagens como aceleração da cicatrização e o aumento da taxa de contato entre o osso e o implante (IVANOFF *et al*., 2001; SHIBLI *et al*., 2007; GRASSI *et al*., 2006).

Em uma revisão sistemática de artigos científicos, entre os anos de 1953 e 2003, Shalabi *et al*. (2006) concluíram que, apesar dos estudos encontrados serem altamente heterogêneos, existe uma relação positiva significante entre o torque necessário para retirada de um implante e assua rugosidade superficial.

Wennerberg & Albrektsson (2009) realizaram uma revisão em 1184 publicações sobre integração óssea de implantes de titânio. Após eliminar em os artigos que não apresentavam pesquisas *in vivo*, os autores se concentraram em 100 artigos restantes. Apesar da dificuldade em comparar trabalhos científicos que apresentam diferentes terminologias, os autores concluíram que a topografia superficial de implantes, em níveis micrométricos influencia a resposta de integração óssea. Existem algumas evidências de que a topografia superficial de implantes, em níveis nanométricos pode influenciar a resposta de integração óssea.

Comparando implantes com superfícies jateadas, posteriormente submetidas a um tratamento com ácidos sulfúrico e hidroclorídrico (SLA), a implantes maquinados, submetidos ao mesmo tratamento com ácidos, Li *et al*. (2002) concluíram que os implantes SLA necessitam 30% a mais de torque para remoção além de uma rigidez interfacial 5% maior.

Schwarz *et al*. 2009 concluíram que as modificações superficiais que aumentam a hidrofilía em implantes de titânio devem ser realizadas com o objetivo de aumentar a integração dos tecidos peri-implantares junto ao

implante. De acordo com Rupp *et al*. (2006), o aumento da rugosidade superficial e, consequentemente, da molhabilidade pode aumentar a adsorção de proteínas na superfície do implante.

Em termos biológicos, o tratamento de superfície não é meramente um processo de alteração mecânica. As formas originadas por um determinado sistema de tratamento de superfície estão diretamente relacionadas à maneira como as células do organismo irão aderir à essa superfície. Segundo Ripamonti (2004), as concavidades de um biomaterial *per se* são reguladores do crescimento e induzem à formação tecidual específica e indução óssea.

O uso de biomateriais capazes de iniciar a formação óssea via osteoindução está alterando rapidamente os horizontes das terapêuticas regenerativas (RIPAMONTI *et al*., 2006)

A osteoindutividade intrínseca é determinada pela presença de uma série de concavidades repetitivas através dos espaços porosos das matrizes biomiméticas (RIPAMONTI *et al*., 2006). Nesse sentido, uma superfície de titânio, que apresente padrões de rugosidades controladas e pré-determinadas, como é o caso do uso do sistema de SLS, poderia apresentar maiores índices de osteoindutividade.

Os sistemas de prototipagem rápida a Laser, seja SLS ou DLF se mostram eficazes na criação de rugosidades nano e micrométricas na superfícies dos implantes. Nesse sentido, não somente implantes podem ser tratados e construídos, mas matrizes ou *scaffolds* porosos de Ti6Al4V, com uma arquitetura regular e reprodutível, podem ser construídos, quando se usa um sistema de prototipagem rápida a Laser (LI *et al*., 2006).

Comercialmente, pode-se citar dois exemplos de implantes de titânio que são fabricados por algum tipo de tratamento a Laser, o *Laser-Lok*® da *BioHorizons*® e o *Tixos*® (Leader-Novaxa®, Milão, Itália). Apesar de ambos propagarem a tecnologia a Laser em suas peças de marketing, existem diferenças significativas no processo de fabricação de cada um desses implantes. O *Laser-Lok*® é um implante de titânio, em que apenas a parte coronal possui ranhuras feitas por um Laser, enquanto que o *Tixos*® é um implante totalmente fabricado por prototipagem rápida pela técnica SLS denominada pela *Leader* de *Direct Laser Metal Forming* - DLMF (Formação direta de metal pelo Laser). O termo DLMF será usado para descrever os implantes Tixos® fabricados pela Leader® nos parágrafos seguintes.

No implante *Laser-Lok*® da *BioHorizons*®, o tratamento a Laser restringe-se à região próxima a conexão do *abutment* ao implante. Segundo os trabalhos realizados com esses implantes (NEVINS *et al*., 2008; NEVINS *et al*., 2010; SHAPOFF *et al*., 2010), o objetivo do tratamento nessa região é de melhorar a adesão do tecido conjuntivo, localizado acima da crista óssea junto à superfície do implante. Consequentemente, obtém-se um selamento biológico de melhor qualidade, com pequena perda óssea ao redor da parte coronal do implante. Outros fatores relacionados à melhor qualidade da cicatrização dos tecidos duros e moles ao redor do implante e que influenciam diretamente a velocidade de osseointegração também são relacionados pelos autores.

O sistema de implante *Tixos*® da empresa Italiana *Leader*® é, sem dúvida alguma, uma revolução no processo de fabricação de implantes de titânio para odontologia. A sinterização seletiva a Laser (SLS), usada para fabricação dessas peças, permite a criação de superfícies com rugosidades homogêneas e bem distribuídas ao redor do implante. Além disso, é possível estabelecer diferentes padrões de rugosidades para diferentes

partes do implante. Desse modo, as rugosidades presentes na parte apical do implante não serão necessariamente as mesmas da parte coronal.

O uso do Laser de Itérbio, em um equipamento de prototipagem rápida, para produzir um implante de titânio, pela técnica de sinterização seletiva a Laser (SLS), mostrou-se eficiente. A peça metálica originada do processo, quando submetida à avaliações mecânicas e biológicas, comparadas às peças de superfícies lisas ou submetidas a outros tratamentos de superfície, apresentou alta eficiência nesses quesitos (TRAINI *et al*., 2008; MANGANO *et al*., 2008; SHIBLI *et al*., 2009; MANGANO *et al*., 2010; MANGANO *et al*., 2011a; MANGANO *et al*., 2011b)

Na avaliação dos aspectos mecânicos e biomecânicos, os implantes desenvolvidos pela técnica SLS apresentam superfície externa porosa, sem perda de resistência e com alta molhabilidade, aspectos que possibilitam uma maior osseointegração (TRAINI *et al*., 2008). As rugosidades presentes nesses implantes são extremamente irregulares, com profundidade média de 100µm, estreitas fendas intercomunicantes, depressões rasas e profundos poços arredondados de forma e tamanho variáveis, mostrando uma ampla margem para intertravamento com o osso hospedeiro (MANGANO *et al*., 2008).

Os aspectos biológicos da interação de uma superfície de titânio, fabricada pela técnica SLS, com os tecidos peri-implantares também são extremamente positivos. Essas superfícies apresentam-se favoráveis à adesão, proliferação e diferenciação de céluas tronco mesenquimais em osteoblastos, assim como excelente resposta de osseointegração. (MANGANO *et al*., 2008; SHIBLI *et al*., 2009; MANGANO *et al*., 2010).

Para que se tenha crescimento ósseo rápido é preciso controle da porosidade da matriz (*scaffold*) e parâmetros internos da arquitetura dos

poros (interconectividade dos poros, tamanho, geometria, orientação, distribuição). A porosidade da superfície é necessária para maximizar a difusão dos nutrientes, do fluido intersticial e do fluxo de sangue, para controlar o crescimento e função celulares, para manipular a diferenciação dos tecidos, e para otimizar a função mecânica (KARAGEORGIOU e KAPLAN, 2005).

A porosidade bem como a interconectividade dos poros desempenham um papel fundamental no crescimento ósseo (KARAGEORGIOU e KAPLAN, 2005; TABOAS *et al*., 2003). Um dos fatores críticos para o crescimento ósseo é o tamanho dos poros intercomunicantes, o que tem sido objeto de pesquisas sobre crescimento ósseo em sistemas porosos (KUBOKI *et al*., 2001). A porosidade do *scaffold* e o grau de interconectividade dos poros afetam também a difusão de nutrientes, a remoção dos resíduos metabólicos e de subprodutos de células que penetraram no *scaffold* (SACHLOS e CZERNUSKA, 2003). Além disso, uma geometria de poros abertos, que permite o crescimento e a reorganização celular *in vitro,* proporciona o espaço necessário para neovascularização de tecidos circundantes *in vivo* (KUBOKI *et al*., 2001; SACHLOS e CZERNUSKA, 2003). A microestrutura altamente porosa com redes porosas interconectadas é fundamental para assegurar a distribuição celular espacialmente uniforme, a sobrevivência celular, proliferação e migração celular *in vivo* (LEONG *et al*., 2003).

Boyan *et al*. (1996) indicam a necessidade de tamanho dos poros variando de 200μm a 400μm, enquanto Yoshikawa *et al*. (1996) empregaram com sucesso *sacffolds*, com poros de 500μm. Embora o tamanho ideal dos poros necessário para fixação do implante permaneça indefinido, o consenso é que, a fim de otimizar o crescimento ósseo, o tamanhos de poros deve variar entre 100μm e 400μm (KUBOKI *et al*., 2001; BOYAN *et al*., 1996).

Palmquist *et al*. (2011) sugerem que, a combinação de superfícies micro e nanotexturizadas, realizadas por Laser em implantes de titânio, contribuem para diminuição de eventos inflamatórios iniciais. Comparando superfícies tratadas a Laser com superfícies maquinadas os autores verificaram menor presença de células inflamatórias (mononucleares e polimorfonucleares) nos sítios ao redor de discos de titânio implantados subcutaneamente.

Com a DLMF é possível controlar a porosidade de cada camada e, conseqüentemente, do modelo 3D. Nesse processo de prototipagem rápida é possível alterar os parâmetros de processamento do equipamento, como a energia e a potência de pico do Laser, o diâmetro do *spot*, a espessura da camada, o espaçamento e a velocidade de escaneamento. Ou ainda pode-se modificar o tamanho das partículas de titânio (KROGER *et al*., 1998; TRAINI *et al*., 2008; MANGANO *et al*., 2009; MANGANO *et al*., 2008; MANGANO *et al*., 2010a; SHIBLI *et al*., 2010; MANGANO *et al*., 2010b). Além disso, é possível controlar o tamanho, forma e distribuição dos poros, assim como, a interconectividade desses (KROGER *et al*., 1998; MANGANO *et al*., 2008).

Os resultados do trabalho de Mangano *et al*. em 2011 mostraram um excelente espalhamento celular, com formação de forte adesão celular nas superfície porosas de titânio fabricado pela técnica DLMF. Os resultados obtidos também indicaram ser necessário que o tamanho de poro seja igual ou superior a 200 μm para que haja interior desses. A resposta fisiológica a inserção de um implante de titânio poroso é comparável à da cascata de cicatrização de defeitos esponjosos, com os tecidos recém-formados se infiltrando nos espaços vazios do material poroso. Capilares, tecidos perivasculares e células osteoprogenitoras migram para os espaços porosos e se incorporam à estrutura porosa formando um novo

osso. Com estabilidade inicial suficiente, o tecido recém formado, que se infiltra nos poros, se diferencia em osso por uma formação óssea direta dentro dos poros, ou por crescimento ósseo aposicional do osso adjacente na região porosa. O recrutamento de células osteoprogenitoras é de suma importância para a deposição de novo osso sobre a superfície do implante (DAVIES, 1998).

Células osteoprogenitoras são levadas para a superfície do implante através da rede de fibrina estabelecida ao redor do implante. Isto é crucial para os estágios iniciais da osseointegração. Di Iorio *et al*. em 2005 mostraram que há uma correlação entre a rugosidade da superfície e a retenção do coágulo de fibrina. Em um recente estudo *in vitro* com fibrina humana, uma rede tridimensional de fibrina cobriu completa e imediatamente a superfície porosa DLMF (XUE *et al*., 2007). Além disso, a superfície DLMF é capaz de atrair células osteoprogenitoras. Estas células podem aderir-se ao substrato poroso e, posteriormente, diferenciar-se em osteoblastos funcionais, produzindo novo osso, juntamente com quantidades apreciáveis de proteínas ósseas morfogenéticas, fator de crescimento endotelial vascular e outras proteínas ósseas específicas (MANGANO *et al*., 2010a).

Clinicamente, a utilização de implantes fabricados pela técnica de SLS é bem recente. Outros trabalhos serão necessários para avaliar o comportamento das próteses sobre esses implantes a longo prazo. Contudo, a literatura mostra trabalhos consistentes com avaliação de 24 pacientes, após um ano de controle com taxa de sucesso de 97,8%. O conceito de sucesso utilizado no trabalho baseava-se na ausência de dor na função, de supuração ou de exudato, de mobilidade clínica do implante, de radiolucidez peri-implantar contínua, e a distância entre o ombro do implante e o osso menor que 1,5mm. A média encontrada para essa distância nos pacientes com sucesso do tratamento foi de 0,28mm, com

desvio padrão de 0,30mm (MANGANO *et al*., 2011a). A presença de um desvio padrão maior do que a média mostra que a resposta biológica de diferentes pacientes pode influir significantemente no sucesso estatístico de uma pesquisa. Por isso, um maior número de pacientes deve ser utilizado para se estabelecer conceitos seguros para aplicação de uma nova técnica.

Em outro estudo clínico, realizado em 8 diferentes centros de pesquisa ao redor do mundo, 201 implantes em 62 pacientes foram avaliados por um período de 1 ano. Os implantes foram avaliados quanto aos aspectos clínicos, radiográficos e sob outros aspectos protéticos. O conceito de sucesso utilizado no trabalho estabelecia a ausência de dor, de sensibilidade, de supuração, de exudato, de mobilidade, de complicações entre o implante e o *abutment*, de radiolucidez peri-implantar contínua, e a distância entre o ombro do implante e o osso menor que 1,5mm. A taxa de sucesso foi de 97,5%, ocorrendo a perda de um implante na maxila. Quando o quesito foi a taxa de "sobrevivência" dos implantes, uma taxa de 99,5% foi alcançada Os autores concluíram que o uso de implantes com tratamento a Laser pela técnica de DLMF é um procedimento seguro para reabilitação parcial ou total de pacientes edêntulos. Concluíram também que mais estudos serão necessários para avaliar esses implantes em períodos maiores de tempo (MANGANO *et al*., 2011b).

7. CONCLUSÃO

A literatura mostra que o Laser, quer seja por aplicação direta sobre uma superfície usinada, ou por um processo de prototipagem rápida do tipo SLS ou DLF, promove rugosidades na superfícies de implantes de titânio. A presença dessas rugosidades permite uma melhor resposta biológica do hospedeiro, resultando em uma melhor quantidade e qualidade da osseointegração. Clinicamente, o resultado é um período menor de osseointegração do implante, permitindo reabilitações protéticas mais rápidas e seguras.

8. REFERÊNCIAS

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRANEMARK, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. *International Journal of Oral Surgery*, v. 10, n. 6, p. 387-416, 1981.

AGARWALA, M.; BOURELL, D.; BEAMAN, J.; MARCUS, H.; BARLOW, J. Direct selective laser sintering of metals. *Rapid Prototyping Journal*, v. 1, p .26-36, 1995.

ALBREKTSSON, T.; BRANEMARK, P.I.; HANSSON, H.A.; LINDSTROM, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v. 52, n. 2, p. 155-170, 1981.

BOYAN, B.D.; HUMMERT, T.W.; DEAN, D.D.; SCHWARTZ, Z. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Biomaterials*, v. 17, p. 137–146, 1996.

BRAGA, F.J.C.; MARQUES, R.F.C.; FILHO, E.A.; GUASTALDI, A.C. Surface modification of Ti dental implants by Nd:YVO4 laser irradiation. *Applied Surface Science*, v. 253, p. 9203–9208, 2007.

BRÄNEMARK, P.I.; HANSON, B.O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTROM, J.; HALLEN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10- year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* - Supplement [S.I.], v. 16, p. 1-132, 1977.

BUSER, D.; SCHENK, R.K.; STEINEMAN, S.; FIORELLINI, J.P.; FOX, C.H.; STICH, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal Biomedical Material Research*, v.25, p. 889-902, 1991.

COELHO, P.G.; GRANJEIRO, J.M.; ROMANOS, G.E.; SUZUKI, M.; SILVA, N.R.; CARDAROPOLI, G.; THOMPSON, V.P.; LEMONS, J.E. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [S.I.], v. 88B, n. 2, p. 579-596, 2009.
DAVIES, J.E. Mechanisms of endosseous integration. *International Journal of Prosthodontics*, v. 11, p. 391–401, 1998.

FERREIRA, M. V. L.; Estudo in vitro da fusão de hidroxiapatita e esmalte em superfícies de esmalte humano pelo laser de Nd:YAG. *Dissertação de Mestrado.* IPEN, 2000.

GAGGI, A.; SCHULTES, G.; MÜLLER, W.D.; KÄRCHER, H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces - a comparative study. *Biomaterials*, v. 21, p. 1067-1073, 2000.

GERMAN, R.M. *Sintering theory and practice*. New York, ed John Wiley & Sons. 1996.

GRASSI, S.; PIATTELLI, A.; DE FIGUEIREDO, L.C.; FERES, M.; DE MELO, L.; IEZZI, G.; ALBA, R.C. JR.; SHIBLI, J.A. Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces. *Journal Periodontology*, v. 77, n. 10, p. 1736-1743, 2006.

HARVEY, E.J.; HENDERSON, J.E.; VENGALLATORE, S.T. Nanotechnology and bone healing. *Journal of Orthopaedic Trauma - Supplement* [1], v. 24, p. 25-30, 2010.

HOLLANDER, D.A.; VON WALTER, M.; WIRTZ, T.; SELLEI, R.; SCHIMIDT-ROHLFING, B.; PAAR, O.; ERLI, H.J. Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. *Biomaterials*, v. 27, n.7, p. 955-63, 2006.

IAMONI, F.; RASPERINI, G.; TRISI, P.; SIMION, M. Histomorphometric Analysis of a Half Hydroxyapatite-Coated Implant in Humans: A Pilot Study. International *Journal of Oral & Maxillofacial Implants* [S.I.], v. 14, n. 5, p. 729-735, 1999.

IVANOFF, C.J.; HALLGREN, C.; WIDMARK, G.; SENNERBY, L.; WENNERBERG, A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO2 blasted and turned titanium microimplants in human. *Clinical Oral Implants Research*, v. 12, p. 128-134, 2001.

J.F. READY, J.F.; FARSON, D.F. *LIA Handbook of Laser Materials Processing.* Berlin Heidelberg New York,1ª ed, ed Springer-Verlag. 2001

JOSHUA R. BUSH, J.R.; NAYAK, B.K.; NAIR, L.S.; GUPTA, M.C.; LAURENCIN, C.T. Improved bio-implant using ultrafast laser induced self-assembled nanotexture in titanium. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [S.I.], v. 97B, n. 2, p. 299-305, 2011.

JUNKER, R.; DIMAKIS. A.; THONEICK. M.; JANSEN, J.A. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* - Supplement [4], v. 20, p. 185-206, 2009.

KARAGEORGIOU, V.; KAPLAN, D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*, v. 26, p. 5474–5491, 2005.

KIM, D.M.; BADOVINAC, R.L.; LORENZ, R.L.; FIORELLINI, J.P.; WEBER, H.P. A 10-year prospective clinical and radiographic study of one-stage dental implants, *Clinical Oral Implants Research*, v. 19, n. 3, p. 254-258, 2008.

KROGER, H.; VENESMAA, P.; JURVELIN, J.; MIETTINEN, H.; SUOMALAINEN, O.; ALHAVA, E. Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 352, p. 66–74, 1998.

KUBOKI, Y.; JIN, Q.; TAKITA, H. Geometry of carriers controlling phenotypic expression in BMP-induced osteogenesis and chon- drogenesis. *Journal of Bone and Joint Surgery - American*, v. 83, p. 105–115, 2001.

LE GUÉHENNEC, L.; SOUEIDAN, A.; LAYROLLE, P.; AMOURIQ, Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, v. 23, n. 7, p. 844-854, 2007.

LEONG, K.F.; CHEAH, C.M.; CHUA, C.K. Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replace- ment tissues and organs. *Biomaterials*, v. 24, p. 2363–2378, 2003.

LI, D.; FERGUSON, S.J, BEUTLER, T,; COCHRAN, D.L. SITTIG, C.; HIRT, H.P.; BUSER, D. Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *Journal of Biomedical Material Research*, v.60, n. 2, p. 325-332, 2002.

LI, J.P.; DE WIJN, J.R.; VAN BLITTERSWIJK, C.A.; DE GROOT, K. Porous Ti6Al4V scaffold directly fabricating by rapid prototyping: preparation and in vitro experiment. *Biomaterials*, v. 27, p. 1223–1235, 2006.

LUMBIKANONDA, N.; SAMMONS, R. Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics. International *Journal of Oral Maxillofacial Implants*, v.16, p. 627– 636, 2001.

MALUF, P.S.Z.; MAROTTI, J.; KOMATSU, C.; ARCANGELLI, P. Vantagens Do Tratamento De Superfície A Laser Em Implantes Dentais Osseointegráveis. *Revista Implantnews*, v. 4, n.6, p. 643-646, 2007

MANGANO, C.; DE ROSA, A.; DESIDERIO, V.; D'AQIONO, R.; PIATTELLI, A.; DE FRANCESCO, F.; TIRINO, V.; MANGANO, F.; PAPACCIO, G. The osteoblastic differentiation of dental pulp stem cells and bone formation on different titanium surface textures. *Biomaterials*, v. 31, p. 3543–3553, 2010.

MANGANO, C.; MANGANO, F.; SHIBLI, J.A.; LUONGO, G.; DE FRANCO, M.; BRIGUGLIO, F.; FIGLIUZZI, M.; ECCELLENTE, T.; RAPANI, C.; PIOMBINO, M.; MACCHI, A. Prospective clinical evaluation of 201 direct laser metal forming implants: results from a 1-year multicenter study. *Lasers in Medical Sciense*, DOI: 10.1007/s10103-011-0904-3, 2011b.

MANGANO, C.; MANGANO, F.; SHIBLI, J.A.;RICCI, M.; PERROTTI, V.; D'AVILA, S.; PIATTELLI, A. Immediate Loading of Mandibular Overdentures Supported by Unsplinted Direct Laser Metal Forming (DLMF) Implants. Results From a 1-Year Prospective Study. *Journal of Periodontology*, DOI: 10.1902/jop.2011.110079, 2011a.

MANGANO, C.; RASPANTI, M.; TRAINI, T.; PIATTELLI, A.; SAMMONS, R.L. Stereo imaging and cytocompatibility of a model dental implant surface formed by direct

laser fabrication. *Journal Biomedical Material Research (part A)*, v. 88, p. 823–831, 2008.

MARTICORENA, M.; CORTI, G.; OLMEDO, D.; GUGLIELMOTTI, M.B.; DUHALDE, S. Laser surface modification of Ti implants to improve osseointegration. *Journal of Physics: Conference Series*, v. 59, p. 662–665, 2007.

MENDONÇA, G.; MENDONÇA, D.B.; ARAGÃO, F.J.; COOPER, L.F. Advancing dental implant surface technology--from micron- to nanotopography. *Biomaterials*. v. 29, n. 28, p. 3822-3835, 2009.

MORRIS, H.F.; OCHI, S.; SPRAY, J.R.; OLSON, J.W. Periodontal-Type Measurements Associated With Hydroxyapatite-Coated and Non—HA-Coated Implants: Uncovering to 36 Months. *Annals of Periodontology* [S.I.], v. 5, n. 1, p. 56- 67, 2000.

MORRIS, H.F.; OCHI, S.; WINKLER, S. Implant Survival in Patients With Type 2 Diabetes: Placement to 36 Months. *Annals of Periodontology* [S.I.], v. 5, n. 1, p. 157-165, 2000.

MUTLU ERDOGAN, M.; OKTEM, B.; KALAYCIOGLU, H.; YAVAS, S.; MUKHOPADHYAY, P.K.; EKEN, K.; OZGOREN, K.; 1YAS AYKAÇ, Y.; TAZEBAY, U.H.; ILDAY, O. Texturing Of Titanium (Ti6Al4V) Medical Implant Surfaces With MHz-repetition-rate Femtosecond And Picosecond Yb-doped Fiber Lasers. *Optical Express*, v. 19, n. 11, 2011.

NEVINS, M.; KIM, D.M.,; JUN, S.; GUZE, K.; SCHUPBACH, P.; NEVINS, M.L. Histologic Evidence of a Connective Tissue Attachment to Laser Microgrooved Abutments: A Canine Study. I*nternational Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, v. 30, n.3, p. 245-255, 2010.

NEVINS, M.; NEVINS, M.L.; CAMELO, M.; BOYESEN, J.L.; KIM, O.M. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a den- tal implant. *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, v. 28, n.2, p. 111-121, 2008.

OLIVEIRA, H.F.D. Influência clínica do tratamento de superfície dos implantes dentários. *Monografia do Curso de Especialização em Prótese Dental*. UFMG, 2010.

OLIVEIRA, N.T.C.; GUASTALDI, F.P.S.; PERROTI, V.; HOCHULI-VIEIRA, E.; GUASTALDI, A.C.; PIATELLI, A.; IEZZI, G. Biomedical Ti–Mo Alloys with Surface Machined and Modified by Laser Beam: Biomechanical, Histological, and Histometric Analysis in Rabbitscid. Clinical Implant Dentistry and Related Research, DOI 10.1111/j.1708-8208.2011.00354.x, 2011.

ORENSTEIN, I.H.; PETRAZZUOLO, V.; MORRIS, H.F.; OCHI, S. Variables Affecting Survival of Single-Tooth Hydroxyapatite-Coated Implants in Anterior Maxillae at 3 Years. *Annals of Periodontology* [S.I.], v. 5, n. 1, p. 68-78, 2000.

ORSINI. G.; PIATTELLI, M.; SCARANO, A.; PETRONE, G.; KENEALY, J.; PIATTELLI, A. Randomized, Controlled Histologic and Histomorphometric Evaluation of Implants With Nanometer-Scale Calcium Phosphate Added to the Dual Acid-Etched Surface in the Human Posterior Maxilla. *Journal of Periodontology* [S.I.], v. 78, n. 2, p. 209-218, 2007.

PALMQUIST, A.; JOHANSSON, A.; SUSKA, F.; BRÄNEMARK, R.; THOMSEN, P. Acute Inflamatory Response to laser Induced Micro- and Nano-Sized Titanium Surface Features, Clinical Implant Dentistry and Related Research, DOI 10.1111/ j.1708-8208.2011.00361.x, 2011.

PINHOLT, E.M. Brånemark and ITI dental implants in the human bone-grafted maxilla: a comparative evaluation. *Clinical Oral Implants Research*, v. 14, n. 5, p. 584-592, 2009.

RIPAMONTI, U. Soluble, insoluble and geometric signals sculpt the architecture of mineralized tissues. *Journal of Cellular and Molecular Medicine*, v.8, p. 169–180, 2004.

RIPAMONTI, U.; FERRETTI, C.; HELIOTIS, M. Soluble and insolule signals and the induction of bone formation: Molecular therapeutics recapitulating development. *Journal of Anatomy*, v.209, p. 447–468, 2006.

ROMPEN, E.; DOMKEN, O.; DEGIDI, M.; PONTES, A.E.; PIATTELLI, A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue inte- gration: a literature review. *Clinical Oral Implants Research* - Supplement [2], v. 17, p. 55-67, 2006.

RUPP, F.; SCHEIDELER, L.; OLSHANSKA, N.; DE WILD, M.; WIELAND, M.; GEIS-GERSTORFER, J. Enhancing surface free energy and hydro- philicity through chemical modification of microstructured ti- tanium implant surfaces. *Journal Biomedical Material Research (part A)*, v. 76, p. 323–334, 2006.

SACHLOS, E.; CZERNUSKA, J.T. Making tissue engineering scaffolds work. Review: the application of solid freeform fabrication technology to the production of tissue engineering scaffolds. *European Cells and Materials*, v.5, p. 29–39, 2003.

SCHWARZ, F.; WIELAND, M.; SCHWARTZ, Z.; ZHAO, G.; RUPP, F.; GEIS-GERSTORFER, J.; SCHEDLE, A.; BROGGINI, N.; BORNSTEIN, M.M.; BUSER, D.; FERGUSON, S.J.; BECKER, J.; BOYAN, B.D.; COCHRAN, D.L. Potential Of Chemically Modified Hydrophilic Surface Characteristics To Support Tissue Integration Of Titanium Dental Implants. *Journal Of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [S.I.], v. 88B, n. 2, p. 544-557, 2009.

SHALABI, M.M.; GORTEMAKER, M.A.; VAN'T HOF, J.A.; JANSEN, J.A.; CREUGERS, N.H.J. Implant Surface Roughness and Bone Healing: a Systematic Review. *Journal of Dental Research,* v. 85, n. 6, p. 496-500, 2006.

SHAPOFF, C.A.; LAHEY, B.; WASSERLAUF, P.A.; KIM, D.M.Radiographic Analysis of Crestal Bone Levels Around Laser-Lok Collar Dental Implants. *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, v. 30, n.2, p. 129-137, 2010.

SHIBLI, J.A.; GRASSI, S.; CRISTINA DE FIGUEREIDO, L.; FERES, M.; MARCANTONIO, E.JR.; IEZZI, G.; PIATTELLI, A. Influence of implant surface topography on early osseointegration: A histological study in human jaws. *Journal of Biomedical Material Research B*, v. 80, p. 377-385, 2007.

SHIBLI, J.A.; MANGANO, C.; D'AVILA, S.; PIATTELLI, A.; PECORA, G.E.; MANGANO, F.; ONUMA, T.; CARDOSO, L.A.; FERRARI, D.S.; AGUIAR, K.C.; IEZZI, G. Influence of direct laser fabrication implant topography on type IV bone: A histomorphometric study in humans. *Journal Biomedical Material Research (part A)*, v. 93, p. 607-614, 2010.

SINGH, R.; CHOWDHURY, S.G.; TIWARI, S.K.; DAHOTRE, N.B. Laser surface processing of Ti6Al4V in gaseous nitrogen: corrosion performance in physiological solution. *Journal of Materials Science: Material in Medicine*, v. 19, p. 1363–1369, 2008.

SOBOYEJO, W.O.; MERCER, C.; ALLAMEH, S.; NEMETSKI, B.; MARCANTONIO, N.; RICCI, J. Multi-Scale Microstructural Characterization Of Micro-Textured Ti-6Al-4V Surfaces. *Functional Biomaterials*, v.198, p. 204-230, 2001.

SPRAY, J.R.; BLACK, C.G.; MORRIS, H.F.; OCHI, S. The Influence of Bone Thickness on Facial Marginal Bone Response: Stage 1 Placement Through Stage 2 Uncovering. *Annals of Periodontology* [S.I.], v. 5, n. 1, p. 119-128, 2000.

TABOAS, J.M.; MADDOX, R.D.; KREBSBACH, P.H.; HOLLISTER, S.J. Indirect solid free form fabrication of local and global porous, biomimetic and composite 3D polymer-ceramic scaffolds. *Biomaterials*, v. 24, p. 181–194, 2003.

TRAINI, T.; MANGANO, C.; SAMMONS, R.L.; MANGANO, F.; MACCHI, A.; PIATTELLI, A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dental Materials*, v. 24, p. 1525–1533, 2008.

TRISI, P.; LAZZARA, R.; REBAUDI, A.; RAO, W.; TESTORI, T.; PORTER, S.S. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *Journal of Periodontology*, v. 74, p. 945-956, 2003.

TRUHLAR, R.S.; MORRIS, H.F.; OCHI, S. Implant Surface Coating and Bone Quality-Related Survival Outcomes Through 36 Months Post-Placement of Root-Form Endosseous Dental Implants. *Annals of Periodontology* [S.I.], v. 5, n. 1, p. 109-118, 2000b.

TRUHLAR, R.S.; MORRIS, H.F.; OCHI, S. Stability of the Bone-Implant Complex. Results of Longitudinal Testing to 60 Months With the Periotest Device on

Endosseous Dental Implants. *Annals of Periodontology* [S.I.], v. 5, n. 1, p. 42-55, 2000a.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* - Supplement [4], v. 20, p. 172-184, 2009.

XUE, W.; KRISHNA, B.V.; BANDYOPADHYAY, A.; BOSE, S. Process- ing and biocompatibility evaluation of laser processed prous titanium. *Acta Biomaterialia*, v. 3, p. 1007–1018, 2007.