

**Paula Braga Borges**

**Paula Braga Borges**

# **TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DE IMPLANTES**

**Tratamento da Superfície de  
Implantes**

**Faculdade de Odontologia**

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**Belo Horizonte**

**2013**

**2013**

Paula Braga Borges

# **TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DE IMPLANTES**

Monografia apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Especialista em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Marcio dos Santos Rocha

Faculdade de Odontologia – UFMG

Belo Horizonte

2013

## FICHA CATALOGRÁFICA

B732t  
2013  
MP

Borges, Paula Braga.  
Tratamento da superfície de implantes

27 f. : il.

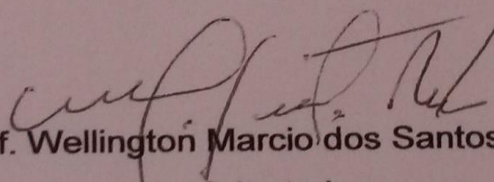
Orientador: Wellington Márcio dos Santos Rocha  
Monografia (Especialização) – Universidade Federal de  
Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.

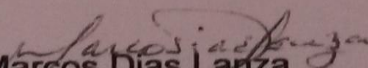
1. Implantes dentários. 2. Osseointegração. I. Rocha,  
Wellington Márcio dos Santos. II. Universidade Federal de  
Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. III. Título.

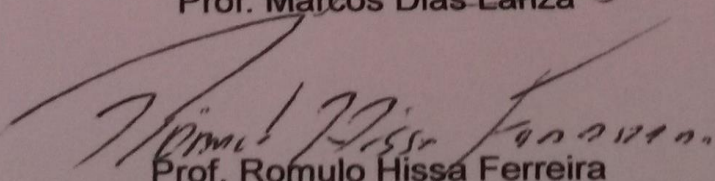
BLACK D74

Ata da Comissão Examinadora para julgamento de Monografia da aluna **PAULA BRAGA BORGES**, do Curso de Especialização em Prótese Dentária, realizado no período de 05/03/2012 a 20/12/2013.

Aos 17 dias do mês de dezembro de 2013, às 14:00 horas, na sala de Pós-Graduação (3403) da Faculdade de Odontologia, reuniu-se a Comissão Examinadora, composta pelos professores Wellington Marcio dos Santos Rocha (orientador), Marcos Dias Lanza e Romulo Hissa Ferreira. Em sessão pública foram iniciados os trabalhos relativos à Apresentação da Monografia intitulada "**Tratamento da Superfície de implantes**". Terminadas as arguições, passou-se à apuração final. A nota obtida pela aluna foi 90 ( NOVENTA ) pontos, e a Comissão Examinadora decidiu pela sua APROVAÇÃO. Para constar, eu, Wellington Marcio dos Santos Rocha, Presidente da Comissão, lavrei a presente ata que assino, juntamente com os outros membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 17 de dezembro de 2013.

  
Prof. Wellington Marcio dos Santos Rocha  
Orientador

  
Prof. Marcos Dias Lanza

  
Prof. Romulo Hissa Ferreira

## **DEDICATÓRIA**

As meus pais, Cassia e Nélio, pelo apoio e suporte, sem eles essa conquista não seria possível.

A meu irmão, pelo carinho e auxílio.

## **AGRADECIMENTOS**

Gostaria de agradecer a todos que direta ou indiretamente colaboraram para que eu pudesse concluir esta Especialização.

Em especial aos meus pais que me apoiaram e incentivaram nessa jornada da vida, meu reconhecimento e gratidão.

A meu orientador, Prof<sup>a</sup>. Wellington Marcio dos Santos Rocha pelo auxílio e seus ensinamento nas horas difíceis.

Aos demais professores que com seu conhecimento contribuíram para o meu crescimento.

Aos meus colegas de turma, por todos os momentos de alegria que passamos, vocês são inesquecíveis.

# Tratamento da Superfície de Implantes

## RESUMO

A superfície do implante é um dos seis fatores necessários para ocorrer a osseointegração. A literatura descreve diversas formas de se obter uma microtexturização do implante (plasmas de titânium e hidróxido de cálcio, anodização, jateamento, ataque ácido, laser e combinação de técnicas). O presente estudo revisa e discute as principais formas de tratamento de superfícies dos implantes. Foi realizada uma busca nas principais bases de dados e na tese da Ann Wennerberg. Segundo a literatura, as superfícies moderadamente rugosas e com alto grau de hidrofobicidade possuem melhores resultados na osseointegração. As superfícies tratadas com ataque ácido e jateamento (SLA) e modificadas quimicamente (SLActive) apresentam bons resultados clínicos com sucesso em carregamentos antecipados, pacientes sistemicamente comprometido e em ossos baixa qualidade. Entretanto, as empresas nacionais precisam investir em pesquisas clínicas e um controle de qualidade para conseguir a um resultado semelhante ao SLA e SLActive.

**Palavras chaves:** osseointegração, superfície de implante, tratamento de superfície, alterações na superfície do implante, SLA e SLActive

# Implants Surface Treatments

## ABSTRACT

The implant surface is one of the six factors required to occur the osseointegration. The literature describes several ways to obtain a micro-texturization of the implant (titanium-plasma-sprayed, hydroxyapatite by plasma spray , anodizing , sandblasting , acid etching , laser and combination of techniques ) . This study reviews and discusses the different dental implant surfaces. A search was conducted in databases and the thesis of Ann Wennerberg. The literature shows that the implants with a moderately rough and wettability surface have better osseointegration Surfaces treated with sandblasting and acid etching (SLA) and chemically modified (SLActive) have good clinical outcomes successfully early loading, patients with systemic disease and sites with low bone quality. However is necessary more clinical research and quality control by nacional industry.

**Key Words:** osseointegration of the implant surface, surface treatment, changes in the surface of the implant, SLA, SLActive.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>9</b>
<b>3</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>10</b>
3.1	Rugosidade da Superfície do Implante .....	11
3.2	Molhamento.....	12
3.2	Principais Tratamentos de Superfície .....	12
<b>4</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>20</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>21</b>

# 1 INTRODUÇÃO

O conceito de osseointegração é a união direta estrutural e funcional entre o osso e a superfície de titânio (BRANEMARK *et al.*, 1969). Essa ancoragem óssea do implante deve ocorrer sem tecido fibroso na interface osso-implante. Seis fatores primordiais foram estabelecidos para ocorrer a osseointegração: o material, design e superfície do implante, o tipo ósseo da região, a técnica cirúrgica e a carga aplicada (ALBREKTSSON *et al.*, 1981).

Visando acelerar o processo de osseointegração dos implantes e conseguir um melhor contato entre o osso e o implante, foram sugerido modificações nas superfícies dos implantes, que são denominados de tratamentos de superfície (WENNERBERG, ALBREKTSSON e LAUSAMAA, 1996) e são classificados em tratamento por adição (eletroquímico, plasma de titânio e hidroxiapatita) ou subtração (ataque ácido, jateamento abrasivo, laser) e/ou associação entre as técnicas. (MALUF *et al.*, 2007). Argumentos para justificar a modificação da superfície dos implantes estão incluídos: reduzir o tempo de carregamento após cirurgia, acelerar o crescimento e a maturação óssea, obter crescimento ósseo diretamente na superfície do implante, impedindo interposição de camadas proteicas amorfas, obter maior área de osseointegração e atrair células presentes na neoformação óssea, fornecer configuração da superfície que permite a retenção do coágulo (CARLSSON, ALBERKTSSON e BERMAN, 1988; FEIGHAN *et al.*, 1995; MUSTAFA *et al.*, 1998; IVANOFF *et al.*, 2001).

Resultados experimentais mostram que existe melhor fixação óssea (osseointegração) em implantes com superfícies rugosas em relação a implantes com superfície usinadas (CARLSSON, ALBERKTSSON e BERMAN, 1988; BUSER *et al.*, 1991; FEIGHAN *et al.*, 1995; WENNERBERG *et al.*, 1995; WENNERBERG *et al.*, 1996; IVANOFF *et al.*, 2001). O objetivo dessa revisão de literatura é discutir e descrever as diferentes superfícies de implante, comparando com a superfície SLA [S=sandblasted (jateada); L=largegrit (partículas grandes); A= acidetching (ataque ácido)] e SLA modificada quimicamente.

## **2 MATERIAL E MÉTODOS**

Foi realizada busca na MEDLINE, MEDLINE, BIREME, Cochrane Library, LILACS em artigos publicados em inglês, seguidos de buscas de termos como: osseointegração, superfície de implantes, tratamento de superfície, modificadores da superfície de implantes. Foi realizada como base do estudo a tese da Ann Wennerberg e do Wellington Rocha e seleção de artigos de pesquisadores renomados da área.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

Técnicas de manipulação e limpeza de implantes devem ser criteriosas, pois são de extrema importância para que o implante tenha uma superfície com alta energia, implantes contaminados tem uma baixa energia de superfície o que influencia negativamente na osseointegração. (ALBREKTSSON e ALBREKTSSON, 1987; KASEMO e LAUSMAA, 1988).

Em implantes usinados, a zona de interface dos implantes de titânio está separada do osso por um espaço de 200<sup>a</sup> e preenchido por glicoproteínas e glicosaminoglicanas, mantendo numerosas células aderidas à superfície (ALBREKTSSON e ALBREKTSSON, 1987). A camada de óxido na superfície do implante é responsável pelo contato direto com as células, elas não entram em contato diretamente com o implante e sim as glicoproteínas que estão na superfície do óxido (ALBREKTSSON e ALBREKTSSON, 1987; KASEMO e LAUSMAA, 1988). Os metais para implantes foram selecionados com base em suas propriedades biomecânicas e físico-químicas, o aspecto de maior importância à resposta tecidual e à introdução de um material estranho no organismo, independente do metal, é a sua superfície, que entra em contato direto com os tecidos, podendo influenciar na sua biocompatibilidade. (KASEMO e LAUSMAA, 1988).

JAFFIN *et al.* (1991) observaram que 90% dos implantes de superfície lisa foram instalados em maxilares com osso tipo I, II e III, dos quais perderam-se apenas 3% dos implantes. Em contraste, dos 10% dos implantes colocados em processos alveolares com corticais finas e baixa densidade trabecular (osso tipo IV), houve uma significativa perda de 35% dos elementos. Saadoun e Le Gall (1992) sugeriram modificações no corpo dos implantes para conseguirem um sucesso no osso tipo IV semelhante à taxa de sucesso ao encontrado em osso tipo I, II e III.

Há problemas com a avaliação adequada da rugosidade dos implantes orais nos estudos sobre o assunto. Wennerberg e Albrektsson (2000) relatam que ainda há investigadores que utilizam de métodos inapropriados para avaliar a rugosidade das superfícies, não há um consenso sobre qual parâmetro utilizar (dois ou três avaliações dimensionais ou quais delas) e ainda os conceitos de rugosidade, ondulação, picos ainda não foram compreendidos por vários autores.

Durante o preparo de uma superfície de implante, são diversos os processos que podem ser modificados para alterar o resultado final, como por exemplo, a temperatura, a pressão, o tempo, o tipo e tamanho de partículas e o tipo de concentração de cada ácido.

Assim o resultado final da superfície do implante vai variar de cada fabricante, mesmo que usem a mesma técnica (DOHAN EHRENFEST, 2010).

### 3.1 Rugosidade da Superfície do Implante

Thomas (1981) sugeriu alguns parâmetros para descrever a rugosidade, utilizando altura de picos e profundidade de vales mostrou que, o Ra que é a média aritmética, em relação à altura dos picos e vales da rugosidade de superfície no plano médio, o Rds que representa a densidade, ou seja, o número de picos por unidade de área e o Rdr que representa o aumento da área obtida.

A superfície rugosa foi apontada por ser mais vantajosa do que a superfície lisa. Schoroeder *et al.* (1981) realizou um estudo de crescimento ósseo ao redor do implante em diversas superfícies implantadas em primatas. Os resultados demonstraram um crescimento ósseo maior na superfície rugosas formando uma “anquiose” junto ao metal. Maniatopoulos, Pilliar e Smith (1986), compararam a fixação dos ossos em implantes industrializados cilíndricos lisos, com roscas lisas e sem roscas porosos. Os autores relataram uma força interfacial maior para implantes porosos em relação aos lisos, no teste pull-out, assim como a presença de um tecido fibroso nos implantes lisos para cargas prematuras, sugerindo que o uso de implantes porosos permite um crescimento ósseo mesmo quando há movimentação precoce.

Segundo Bowers *et al.* (1992), a superfície irregular produzida por um jateamento de óxido de alumínio (50µm) pareceu ser mais condutiva para a aderência celular, níveis significativos de aderência celular foram encontrados nessas superfícies em comparação com superfícies tratadas com ataque ácido ou com um polimento de papel de granulação. Implantes cilíndricos e ocos com 6 diferentes tipos de superfície, foram usados em cobaias com o propósito de avaliar a influência dessas características na osseointegração. Houve uma correlação positiva entre o percentual de contato ósseo medular ao implante e a crescente rugosidade obtida pelos diferentes tratamentos das seis diferentes superfícies testadas. (BUSER *et al.*, 1991) Wennerberg, Albrektsson e Lausmaa (1996), compararam o torque de remoção de implantes e a histomorfometria de implantes jateados de 25 µm de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e implantes jateados por partículas de 75 µm de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Além de um torque de remoção maior, houve um maior contato osso-implante nas superfícies jateadas com 75µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (24,5% de osso em contato com implante contra 17,6% nas superfícies jateadas com 25µm). No mesmo ano, Wennerbeg *et al.* compararam três superfícies diferentes de implantes, uma maquinada e considerada lisa, outra jateada com partículas de 25µm de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e outra jateada com partículas de 250µm de também Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>

durante um ano. Os implantes maquinados apresentaram valor de Sa(Ra em valores 3D) de 0.4 enquanto os jateados com partículas de 25µm obtiveram um valor de Sa de 1.16 e os jateados com 250µm Sa de 1.94. As duas superfícies jateadas apresentaram maior torque de remoção do que a superfície maquinada. A análise histológica apresentou maior contato osso/implante nas superfícies jateadas com um ano de seguimento.

Com o intuito de procurar a melhor das superfícies em termos de quantidade de contato ósseo, WENNERBERG *et al.* (1998) compararam histologicamente superfícies polidas a outras três diferentes superfícies jateadas. Após 12 meses de implantação em tíbias de cobaias, as superfícies jateadas mostraram quantidade de contato ósseo superior, e entre elas, as jateadas com partículas de 75 µm se destacou. Com o propósito de se encontrar um nível ótimo de ancoragem óssea, em implantes de titanium,

Rocha (1996), obteve quatro grupos experimentais: placas de titanium sem tratamento em sua superfície (ST), jateado com óxido de alumínio e tratado com ácido sulfúrico (S), jateado com óxido de alumínio, tratado com ácido sulfúrico, nítrico e fluorídrico (SN) e o ultimo grupo também jateado com óxido de alumínio e tratado com ácido nítrico e fluorídrico(N). O grupo SN apresentou, ao exame histológico, crescimento ósseo superior aos demais grupos, o grupo S apresentou lisura semelhante ao ST, provavelmente, provavelmente devido a um não reconhecimento da célula pela superfície rugosa (com poros acima de 500µm) e o grupo N apresentou crescimento ósseo ligeiramente maior ao ST. Concluiu-se que o tratamento de superfície deve proporcionar uma microtopografia na ordem de 100µm-300µm associado a um tratamento químico compatível a resposta celular.

A rugosidade da superfície foi classificada por Albrektsson e Wennerberg (2004) da seguinte maneira: os implantes lisos possuem uma rugosidade (parâmetro de As) inferior a 0.5 µm, minimamente rugoso com o As entre 0.5 e 1.0 µm, moderadamente rugoso o As varia de 1.0 a 2.0 µm e os implantes rugosos são aquelas que possuem um As acima de 2.0 µm.

Em uma análise histológica e histomorfométrica da interface osso-implante de três implantes que estavam na cavidade oral por cinco anos, removidos por fratura de componentes protéticos, um implante localizava-se na maxila (superfície jateada) e os outros dois na mandíbula (um com superfície lisa e outro jateado), não foi detalhando especificamente a região e qual tipo de Ti ou jateamento foi utilizado. A taxa de contato osso-implante do implante maquinado foi de 92.7% enquanto dos jateados 85.9% e 76.6%. Houve uma excelente integração óssea por um período de carga de cinco anos, com remodelamento contínuo na interface (IEZZIE *et al.*, 2012).

### 3.2 Molhamento

Ainda não se conhece muito bem como funciona a atração celular pela superfície do implante, mas uma das hipóteses é que o molhamento da superfície influencia as interações do implante e o meio envolvente. Moléculas orgânicas (proteínas, lipoproteínas, peptídeos) e inorgânicas (cálcio, fosfato) são prontamente atraídas do sangue para a superfície do TiO<sub>2</sub> hidratado/hidroxilado, com alto grau de molhabilidade. Então, podem ocorrer interações eletrostáticas entre aminoácidos de carga positivas e a superfície do implante carregado negativamente ou em grupos de aminoácidos carregados negativamente com pontes de hidrogênio absorvidas pela superfície do implante previamente. Tem sido relatado que uma rede de fibrina é colocada sobre a superfície do implante que facilita a fixação dos osteoblastos locais. (BUSER *et al.*, 2004)

### 3.3 Principais tratamentos de superfície

Os primeiros implantes, não apresentavam tratamento e modificações na sua superfície. Superfícies Maquinadas ou Usinadas estes implantes, como são chamados, não são totalmente lisos, eles possuem ranhuras na sua superfície decorrente do processo de usinagem. É o implante Branemark original que possui um Sa de 0,9µm. Ele demonstrou ser mais rugoso do que alguns implantes que possuem tratamento de superfície. (WENNENBERG e ALBREKTSSON, 2009). O processo de texturização das superfícies pode ser conquistado por adição ou subtração em sua superfície, quando acrescentam algo a superfície do implante ou removem parte da camada superficial dos implantes, respectivamente. A texturização de superfície por adição mais comum é o de spray de plasma, realizado com partículas de titânio (Spray de plasma de titânio - TPS) (SCHROEDER, 1981; BABBUSH, KENT e MISIEK, 1986) ou fosfato de cálcio (Spray de plasma de hidroxiapatita - HA) (DE GROOT, 1987).

A superfície de **Spray Plasma de titânio** (TPS) é uma das primeiras macrotexturizações feita para o tratamento da superfície do implante. Para se formar a superfície TPS, neste método, de um gás argônio é aquecido a temperaturas muito altas, 10.000 e 30.000 °C, e partículas aquecidas do material de recobrimento são lançadas em altas velocidades contra o corpo do implante; após o contato com o corpo do implante as partículas resfriam e solidificam-se, e a superfície adquire um aspecto de lava vulcânica solidificada. (BABBUSH, KENT e MISIEK 1986) Wennerberg e Albrektsson (2009) relatam que há divergências nos trabalhos sobre o seu valor de Ra, já foi relatado desde valores baixos quanto 0,5µm até extremamente alto como 18, 9µm ou 37,9µm.

A porosidade do revestimento de **HA**, segundo De Groot *et al.*(1987), é chamada de bioativa devida sua característica osseocondutora. O problema é que a força de adesão da camada de HA ao substrato metálico é fraca, pois depende exclusivamente do contato físico entre a camada de HA do recobrimento e a superfície do implante (KOKUBO *et al.*, 1996). Os implantes **biomiméticos** são formados pela precipitação de fosfatos de cálcio sobre o titânio, por meio da imersão desse substrato, por vários dias, em soluções que simulam o plasma humano (SBF) (KOKUBO *et al.*, 1996; CALIXTO DE ANDRADE, 2002).

O **jateamento** com partículas de vários diâmetros é outro método frequentemente usado para macrotexturização superficial por subtração. A superfície do implante é bombardeada por partículas, como sílicio, óxido de alumínio ( $Al_2O_3$ ), óxido de titânio ( $TiO_2$ ) e vidro, criando, por meio abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares, que variam de acordo com o tamanho e a forma das partículas e também das condições do jateamento (pressão, distância do bico do jato à superfície do implante, tempo de jateamento). A rugosidade média (Ra) pode variar entre 1,20 e 2,20 $\mu m$  (WENNERBERG *et al.*, 1992; IVANOFF *et al.*, 2001).

Um método de texturização utilizado é a subtração por **ataque ácido**. Os ácidos mais comumente utilizados são: o fluorídrico(HF), o nítrico( $HNO_3$ ), o sulfúrico( $H_2SO_4$ ) ou a combinação deles (DOHAN EHRENFEST, 2010). O tratamento pode ser feito após o jateamento de partículas, a combinação dos dois métodos de texturização dá nome a **superfície SLA**[S=sandblasted (jateada); L=largegrit (partículas grandes); A= acidetching (ataque ácido)] (BUSER *et al.*, 1991). O ataque ácido é realizado para homogeneizar a superfície e remover resíduos das partículas do jateamento. (DOHAN EHRENFEST, 2010). Por meio do processo de jateamento com grânulos de areia e ataque ácido, e o enxaguamento da superfície em uma atmosfera de  $N_2$  e contínuo armazenamento em uma solução isotônica de NaCl, conseguiu-se chegar a uma superfície com alto grau de molhamento e hidrofílica, o **SLActive (ou SLA modificado/mod)** do Instituto Straumann (BUSER *et al.*, 2004). A hidrofobia inicial atrasa as primeiras interações ósseas, o SLActive tem um ângulo em contato com a água de 0 em comparação ao 139,9 do SLA, a atividade especial do SLActive é devido ao processo de fabricação em um ambiente de atmosfera  $N_2$  (RUPP *et al.*, 2006). O molhamento está interligado com maior energia de superfície. Segundo alguns autores, o SLActive, possui propriedades osteogênicas, isto é, possuem maior absorção de proteínas plasmática, que têm a capacidade de indução da osteogênese (Qu *et al.*, 2007). O SLActive apresenta um Sa de 1.75 $\mu m$  e um Sdr de 143%, uma densidade de picos (peaks) maior do que o SLA (Wennerberg e Albrektson, 2009).

O **processamento a laser** é um método que produz, com um alto grau de pureza, rugosidades eficientes para uma boa osseointegração. (GAGGL *et al.*, 2000; TRAINI *et al.*, 2008). Maluf *et al.* (2007) relata que os principais tratamentos de superfície são químicos ou mecânicos. Os tratamentos químicos pela dificuldade da técnica deixa a superfície heterogênea e os mecânicos podem deixar resíduos e impurezas na superfície. Segundo o autor o tratamento por laser sobre a superfície de implante cria uma superfície mais pura e homogênea. Em seu trabalho ele demonstrou um aumento da camada de óxido da superfície de implante em relação aos usinados, na ordem de 157% de oxigênio na área tratada com laser Nd:YAG programado para obter cavidades em torno de 25µm. Com objetivo de desintoxicar a superfície do implante, foi sugerido o uso do laser Er:YAG (erbium-doped:yttrium, aluminium and garnet) com pulsação abaixo de 100 mJ / pulso durante 1,5 minutos. Assim consegue-se uma superfície mais pura com menor risco de infecção. (LEE *et al.*, 2011)

A oxidação anódica ou **anodização**. Neste processo o implante é colocado em uma célula eletroquímica servindo como anodo. Quando um potencial elétrico é aplicado à amostra, ele gera reações de transferência de carga e íons resultando no fluxo contínuo destes íons na célula elétrica. Sob condições controladas, o campo elétrico guiará o processo de oxidação que ocorrerá no anodo (implante), que resultará no aumento da espessura da camada de óxido de titânio (TiO<sub>2</sub>) (GROISMAN 2005; WENNERBERG ALBREKTSSON, 2009).

A anodização eletroquímica em uma superfície de implante SLA, forma uma superfície de alto grau molhamento e uma camada de TiO<sub>2</sub> na superfície (SLAffinity) A resposta biológica *in vitro* foi favorável a atração de osteoblastos, sugerindo, um potencial para uma melhor osseointegração. Entretanto, essa superfície foi pouco estudada (LIN, PENG e OU, 2012).

## 4 DISCUSSÃO

A superfície rugosa possui maior contato entre o osso e o implante (BIC) e maiores valores de torque necessário para remover o implante (WENNERBERG *et al.* 1995; WENNERBERG, ALBREKTSSON e ANDERSSON, 1995; WENNERBERG *et al.*, 1996). O tamanho da partícula, a pressão e a duração do procedimento de jateamento interferem na rugosidade superficial. Para a melhor deposição óssea, o tamanho das partículas de jateamento deve variar de 25 $\mu$ m a 75 $\mu$ m (BUSER *et al.* 1991; WENNERBERG, ALBREKTSSON e LAUSAMAA 1996; WENNERBERG *et al.*, 1998). Em estudos in vivo em animais, uma superfície de implante com Ra entre 1 $\mu$ m e 1.5 $\mu$ m parece ser ótima para osseointegração (WENNERBERG e ALBREKTSSON, 2000; WENNERBERG *et al.* 2004), enquanto, superfícies rugosas ou muito rugosas demonstram uma resposta óssea pior e um osso menos robusto (WENNERBERG *et al.*, 1998 e 2004). A diferenciação celular é influenciada pela rugosidade da superfície (MUSTAFA *et al.*, 1998; BOYAN *et al.* 2001), as superfícies moderadamente rugosas apresentam aumento da proliferação dos osteoblastos (DERHAMI *et al.*, 2000.; SOSKOLNE *et al.*, 2002). Contrariando a maioria dos autores, Al-Nawas (2007) não encontrou em seu estudo histológico, diferenças significativas de BIC entre as superfícies moderadamente rugosas com as minimamente rugosas.

O design das rocas dos implantes cobertos com Plasma de Titanium (TPS) aumentam a área de contato entre o osso-implante, ocorrendo uma estabilidade primária satisfatória e distribuição de forças garantindo, assim, uma estabilidade secundária devido à osseointegração por um período de 12 semanas (BABBUSH, KENT e MISEK, 1986). O TPS é bem documentado por estudos mais antigos (BUSER, 1997; WHEELER, 1996) que demonstram um sucesso em longo prazo e recentemente, Cochran *et al.* (2011) encontrou uma taxa de sobrevida de 99.4% e de sucesso de 92.5% envolvendo 200 paciente e 626 implantes TPS, durante cinco anos de acompanhamento. Os implantes de plasma spray de Hidroxiapatita (HA), já foram muito estudados e considerados com muito potencial para a melhoria da osseointegração. A força utilizada para remoção dos implantes revestidos por HA no seio leito, requer 55MPa para 3 meses e 62 MPa para 6 meses o que sugere uma remodelação óssea alta.(DE GROOT, *et al* 1987). Essa força alta de remoção dos implantes cobertos de hidroxiapatita também foi descrita por Oonish *et al.* em 1989, além de um crescimento ósseo mais rápido ao redor do implante. Quando comparado a outros tipos de revestimento como o jateamento com ataque ácido (SLA), TPS, ataque ácido o HA apresentou maior contato osso/implante na análise histológica (BUSER *et al.*, 1991) e ao ser comparado com o TPS, o implante revestido de HA, continuamente carregado também apresentou maior aposição óssea (SOBALLE *et al.*, 1992) Entretanto, relatos de falhas

desse tipo de tratamento levaram a um desuso da técnica, como sinais de reabsorção (BUSER *et al.*, 1991; SOBALLE *et al.*, 1992) levaram a um desuso da técnica. Entretanto, outros estudos não observaram nenhuma degradação da HA (DATTILO *et al.*, 1995; PROUSSAEFS *et al.*, 2000).

O implante SLA apresentou um contato osso/implante de 50-60% (BUSER *et al.*, 1991) ao ser comparado com outros tratamentos de superfície, TPS, HA, usinado. Cochran *et al.* (1998) comparando a superfície de Plasma de Titanium (TPS) com o SLA encontrou resultados superiores desse segundo. Houve maior contato osso implante nas fases iniciais de cicatrização (com 3 meses de cura) mas essa diferença não foi significativa após os 6 meses de cicatrização o autor sugere que a superfície SLA tem uma osseofilia maior que o TPS. Houve a necessidade de se avaliar também o torque de remoção dos implantes SLA. Buser *et al.* (1999) realizou um estudo medindo a força de cisalhamento à torção, da interface osso-implante da superfície SLA e TPS, aos 4 meses, SLA apresentou-se mais resistente ao torque para remoção do que a TPS e igualaram-se aos 8 e 12 meses. O SLA também apresentou melhores resultados quando comparados com superfícies sem jateamento e só ataque ácido. Buser *et al.* (1998), usou como grupo controle um implante tratado com ataque ácido (Osseotite), o valor de torque de remoção foi de 62.5Ncm para 4 semanas, 87.6Ncm para 8 semanas e 95.7Ncm para 12 semanas de cicatrização, enquanto os valores correspondentes para os implantes SLA foram 109.6Ncm, 196.7Ncm, e 186.8Ncm. Vale ressaltar que o Osseotite obteve maior valor de torque de remoção (KLOKKEVOLD, 1997) comparado a implantes maquinados, maior torque de remoção e BIC (CORDIOLI, 2000; LONDON, 2002) comparado aos implantes TPS, jateados e maquinados além de um sucesso clínico de 96,6% por três anos de acompanhamento (SULLIVAN, SHERWOOD e MAI, 1997). Devido à osseointegração antecipada do SLA, seu carregamento pode ser antecipado a partir da sexta semana (ROCCUZZO, 2001; COCHRAN, 2002; BORNSTEIN, 2003; QUINLAN, 2005) ou para duas semanas, na qual não foi encontrado diferenças clínicas e radiográficas entre seis semanas (DE SALVI, 2004). O uso de carga imediata obteve sucesso com esse tipo de tratamento de superfície (NORDIN, 2004; CORNELINI, 2006). O SLA foi clinicamente documentado com um resultado positivo de cinco anos (BORNSTEIN *et al.*, 2005; BISCHOF, 2006; COCHRAN, 2007; FISHER, 2008). Um estudo com implantes biomiméticos apresentou BIC semelhante ao SLA (LE GUEHENNEC *et al.*, 2008).

Estudos pré-clínicos demonstram a reação celular precoce do SLAactive ou modificado quando comparado com o SLA tradicional, aumento da produção de osteocalcina, produção de fatores de crescimento elevada contribuindo para as

propriedades osteogênicas. Os osteoblastos cultivados em superfícies expostas modSLA possuem fenótipo mais diferenciado caracterizado por aumento da atividade da fosfatase alcalina e osteocalcina (OC) gerando um microambiente osteogênico através do aumento da produção de PGE2 e TGF- $\beta$ 1 ( ZAO *et al.* 2005; 2007). A superfície do SLA modificada (SLActive) foi comparada com a SLA em um estudo feito por Buser *et al.* (2004) em cobaias. As caracterizações de superfície não demonstraram diferenças significativas na rugosidade de superfície, o SLA apresentou Sa de 1.15 $\mu$ m e o SLA modificado 1.16 $\mu$ m. Os resultados histológicos demonstraram maior BIC (contato osso/implante) na superfície SLA modificada nos estágios iniciais de cicatrização (2 a 4 semanas), mas após oito semanas não houve diferença estatística no BIC. O tempo de cicatrização do implante pode ser diminuído, devido a ósseo aposição ocorrer mais rápido no SLA modificado do que no SLA. Ferguson *et al.*(2006) em um estudo com cobaias, encontrou maior torque de remoção em implantes SLActive comparado com SLA. Passadas 2, 4 e 8 semanas, foram avaliados a resistência ao cisalhamento e o torque de remoção da superfície de contato de cada implante. Os torques de remoção da SLActive eram, a qualquer momento, significativamente mais elevados (8–21 %;  $p = 0,003$ ) do que os da SLA (1,485, 1,709 e 1,345 Nm após 2, 4 ou 8 semanas na SLActive em comparação com 1,231, 1,585 e 1,143 Nm na SLA). Os valores referentes à resistência das superfícies-limite situavam-se nos implantes SLActive cerca de 9–14 % acima dos valores dos implantes SLA ( $p = 0,038$ ). Bornstein *et al.*(2008) realizou um estudo em cães, demonstrando a aposição óssea de um implante SLA modificado comparando com o SLA. Foi feita análise histológica e histomorfométrica. A porcentagem de contato osso/implante (BIC) após duas semanas de implantação foi maior para o SLA modificado (28.2  $\pm$  7.9%) do que para o SLA comum (22.2  $\pm$  7.3%). Essa diferença não foi mais evidente após quatro semanas de implantação. O aumento na aposição óssea pode permitir uma redução no período de cicatrização. Os mesmos tipos de superfície foram avaliados, SLA e SLActive, através de uma análise de frequência de ressonância (RFA – Osstell – IntegrationDiagnostics, Savedalen, Suécia). Os implantes apresentaram sucesso clinicamente, porém foi observado que ocorreu uma mudança da estabilidade primária para a estabilidade secundária após um período de duas semanas para o grupo teste (SLActive) e de quatro semanas para o grupo controle (SLA). Isto demonstra um maior potencial de formação óssea no grupo teste comparada ao grupo controle, concordando assim com o estudo anterior, e demonstra que essa velocidade de formação óssea influencia diretamente na estabilidade do implante (OATES *et al.*, 2007). Outros resultados clínicos dos implantes SLA é a promoção de crescimento e regeneração óssea em defeitos de deiscência (SCHWARZ *et al.*, 2008), a sua utilização em sítios ósseos de baixa qualidade e carga imediata e precoce (GANELES *et al.*, 2008). Sugere-se que os implantes possam ser carregados a partir da terceira semana (ROCCUZZO e WILSON, 2009; BORNSTEIN *et al.*,

2009; BORNSTEIN *et al.*, 2010; MORTON *et al.*, 2010). É possível reduzir o tempo de cicatrização usando o SLA modificado (SLAmod), um estudo in vivo com quarenta voluntários randomizados, receberam mini implantes de ortodontia SLA e SLA modificado. Inicialmente após a implantação, devido à estabilidade primária do implante, o coeficiente de estabilidade (ICQ) foi semelhante em ambos os grupos, mas após duas e quatro semanas o SLAmod apresentou ICQ maior que o grupo controle. A modificação química do implante tem um potencial de influencia nos processos biológicos da osseointegração, reduzindo o tempo de cura (SCHATZLE 2009). Pacientes com comprometimento sistêmico são potenciais candidatos a falhas na cicatrização do implante. Kahndewall *et al.* (2013) acompanhou 24 pacientes com diabetes mellitus tipo 2 não controlados, foram implantados um implante SLA e um implante SLA em cada paciente, a estabilidade do implante foi avaliada em vários períodos e não houve diferença de estabilidade entre o SLA e o SLAmod, os implantes obtiveram 98% de sucesso após 16 semanas. A avaliação do grau de osseointegração na superfície de implantes SLA e SLActive em humanos não apresentou diferenças significativas nos primeiros dias, mas ao final de 28 dias a superfície SLActive apresentou BIC de 48,3% e a SLA 32,4%. Esse é o primeiro estudo que mostra histologicamente o processos de osseointegração com a superfície SLActive em humanos. A velocidade de osseointegração foi mais baixa do que a verificada em animais. (LANG, *et al.*, 2011)

Baseado no torque de remoção e nas análises histomorfológicas, o aumento da camada de oxido (implantes anodizados) resulta em um grande aumento da resposta óssea, quando comparados a implantes maquinados (SUL *et al.*, 2001) e a implantes tratados só com ataque ácidos (GIAVARESI *et al.*, 2003; ELIAS, 2010) . Enquanto que o SLA apresentou um maior valor de ISQ (coeficiente de estabilidade do implante), os anodizados apresentaram um maior contato osso/implante (KIM *et al.*, 2010).

As superfícies de implante de cinco grandes companhias brasileiras de implantes foram avaliadas e classificadas como minimamente rugosas e com uma curva desvio padrão muito grande. Não há um controle de qualidade e pesquisas por parte das indústrias nacionais de implante. (ROSA *et al.*, 2013).

## 5 CONCLUSÃO

Os principais ganhos dos tratamentos de superfícies para melhorar a osseointegração são: acelerar o tempo de cura permitindo o carregamento antecipado dos implantes, garantindo maior conforto para o paciente e otimização o tempo do profissional.

Duas características importantes na superfície do implante é a sua molhabilidade (hidrofilia) e sua rugosidade. O SLA modificado (active) possui a rugosidade e molhabilidade documentadas pela literatura.

Ainda é necessário maiores investimentos das indústrias do mercado nacional para chegar a uma superfície semelhante ao SLActive. São diversos os fatores que podem alterar o resultado final (pressão, tempo, tipo de partículas jateadas, concentração do ácido, etc.) da industrialização do implante, desta forma é necessário que a indústria se comprometa a realizar um alto controle de qualidade, para padronizar os lotes e realizar experimentos laboratoriais testando a eficácia de seu produto. Grande parte dos profissionais não observam essas características necessárias para se obter um implante semelhante ao SLActive.

## Referências

- ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthopaedica**, v. 52, n. 2, p. 155-170, 1981.
- ALBREKTSSON, Tomas; ALBREKTSSON, Bjöm. Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. **Acta Orthopaedica**, v. 58, n. 5, p. 567-577, 1987.
- ALBREKTSSON, Tomas; WENNERBERG, Ann. Oral implant surfaces: Part 1 - review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. **Int J Prosthodont**, v.17, n.5, p.536-543, 2004.
- ALBREKTSSON, Tomas; WENNERBERG, Ann. Oral implant surfaces: Part 2 - review focusing on clinical knowledge of different surfaces. **Int J Prosthodont**, v.17, n.5, p.544-564, 2004.
- AL-NAWAS, B. et al. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. **Clinical oral implants research**, v. 19, n. 1, p. 1-8, 2008.
- [BRANEMARK, U. et al.](#) Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses:I. **Experimental Studies** v. 3, n. 2, p.81-100, 1969.
- BABBUSH, Charles A.; KENT, John N.; MISIEK, Dale J. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 44, n. 4, p. 274-282, 1986.
- BORNSTEIN, Michael M. et al. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: 3-year results of a prospective study in partially edentulous patients. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 18, n. 5, p. 659-666, 2003.
- BORNSTEIN, Michael M. et al. Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface. **Clinical Oral Implants Research**, v. 16, n. 6, p. 631-638, 2005.
- BORNSTEIN, Michael M. et al. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. **Clinical oral implants research**, v. 19, n. 3, p. 233-241, 2008.
- BORNSTEIN, Michael M. et al. Early Loading of Nonsubmerged Titanium Implants with a Chemically Modified Sand-Blasted and Acid-Etched Surface: 6-Month Results of a Prospective Case Series Study in the Posterior Mandible Focusing on Peri-Implant Crestal Bone Changes and Implant Stability Quotient (ISQ) Values. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 11, n. 4, p. 338-347, 2009.
- BORNSTEIN, Michael M. et al. Early loading at 21 days of non-submerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: 3-year results of a prospective study in the posterior mandible. **Journal of periodontology**, v. 81, n. 6, p. 809-818, 2010.

BOWERS, Kurt T. et al. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 7, n. 3, p. 302, 1992.

BISCHOF, Mark et al. A five-year life-table analysis on wide neck ITI implants with prosthetic evaluation and radiographic analysis: results from a private practice. **Clinical oral implants research**, v. 17, n. 5, p. 512-520, 2006.

BUSER, D. et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **Journal of biomedical materials research**, v. 25, n. 7, p. 889-902, 1991.

BUSER, Daniel et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. **Clinical oral implants research**, v. 8, n. 3, p. 161-172, 1997.

BUSER, Daniel et al. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 13, n. 5, p. 611-619, 1998.

BUSER, Daniel et al. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. **Journal of biomedical materials research**, v. 45, n. 2, p. 75-83, 1999.

BUSER, D. et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. **Journal of dental research**, v. 83, n. 7, p. 529-533, 2004.

CALIXTO DE ANDRADE, Mônica; TAVARES FILGUEIRAS, Maria Regina; OGASAWARA, Tsuneharu. Hydrothermal nucleation of hydroxyapatite on titanium surface. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 22, n. 4, p. 505-510, 2002.

CARLSSON, Lars V.; ALBERKTSSON, T.; BERMAN, Charles. Bone response to plasma-cleaned titanium implants. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 4, n. 3, p. 199, 1989.

COCHRAN, D. L. et al. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. **Journal of biomedical materials research**, v. 40, n. 1, p. 1-11, 1998.

COCHRAN, David L. et al. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface. **Clinical Oral Implants Research**, v. 13, n. 2, p. 144-153, 2002.

COCHRAN, David et al. Clinical field trial examining an implant with a sand-blasted, acid-etched surface. **Journal of periodontology**, v. 78, n. 6, p. 974-982, 2007.

COCHRAN, David L. et al. A 5-year prospective multicenter clinical trial of non-submerged dental implants with a titanium plasma-sprayed surface in 200 patients. **Journal of periodontology**, v. 82, n. 7, p. 990-999, 2011.

CORDIOLI, Giampiero et al. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 15, n. 5, p. 668, 2000.

CORNELINI, Roberto et al. Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: a 12-month clinical study. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 21, n. 6, p. 914, 2006.

DATTILO, David J.; MISCH, Craig M.; ARENA, Sebastian. Interface analysis of hydroxyapatite-coated implants in a human vascularized iliac bone graft. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 10, n. 4, p. 405, 1995.

DE GROOT, K. et al. Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite. **Journal of biomedical materials research**, v. 21, n. 12, p. 1375-1381, 1987.

DE SANCTIS, Massimo et al. Immediate implants at fresh extraction sockets: bone healing in four different implant systems. **Journal of Clinical Periodontology**, v. 36, n. 8, p. 705-711, 2009.

DERHAMI, Kalal et al. Quantifying the adherence of fibroblasts to titanium and its enhancement by substrate-attached material. **Journal of biomedical materials research**, v. 52, n. 2, p. 315-322, 2000.

DOHAN EHRENFEST, David M. et al. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. **Trends in biotechnology**, v. 28, n. 4, p. 198-206, 2010.

ELIAS, C. N. Titanium dental surfaces. **Revista Matéria**, v.15, n.2, p.128-322, 2010.

FERGUSON, S. J. et al. Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sandblasted and acid-etched titanium surface. **Journal of biomedical materials research Part A**, v. 78, n. 2, p. 291-297, 2006.

FEIGHAN, John E. et al. The influence of surface-blasting on the incorporation of titanium-alloy implants in a rabbit intramedullary model. **Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 77, n. 9, p. 1380-1395, 1995.

FISCHER, Kerstin et al. Five-year results from a randomized, controlled trial on early and delayed loading of implants supporting full-arch prosthesis in the edentulous maxilla. **Clinical oral implants research**, v. 19, n. 5, p. 433-441, 2008.

GAHLERT, M. et al. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. **Clinical oral implants research**, v. 18, n. 5, p. 662-668, 2007.

GANELES, Jeffrey et al. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, n. 11, p. 1119-1128, 2008.

GAGGL, A. et al. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces—a comparative study. **Biomaterials**, v. 21, n. 10, p. 1067-1073, 2000.

GIAVARESI, Gianluca et al. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. **Biomaterials**, v. 24, n. 9, p. 1583-1594, 2003.

GROISMAN, M.; VIDIGAL-JR, G. M. Tipos de superfícies de implantes. **Periodontia e Implantodontia-Atuação clínica baseada em evidências científicas. Sobrape**, v. 14, p. 1-14, 2005.

IEZZI, Giovanna et al. implantes Implacil De Bortoli. **QUINTESSENCE INTERNATIONAL**, v. 43, n. 4, 2012.

IVANOFF, Carl-Johan et al. Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium microimplants in humans. **Clinical oral implants research**, v. 12, n. 2, p. 128-134, 2001.

JAFFIN, Robert A.; BERMAN, Charles L. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis\*. **Journal of Periodontology**, v. 62, n. 1, p. 2-4, 1991.

KASEMO, Bengt; LAUSMAA, Jukka. Biomaterial and implant surfaces: on the role of cleanliness, contamination, and preparation procedures. **Journal of biomedical materials research**, v. 22, n. S13, p. 145-158, 1988.

KIM, Sun-Jong et al. Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. **Journal of Applied Oral Science**, v. 18, n. 4, p. 415-420, 2010.

KHANDELWAL, Namita et al. Conventional SLA and chemically modified SLA implants in patients with poorly controlled type 2 Diabetes mellitus—a randomized controlled trial. **Clinical Oral Implants Research**, v. 24, n. 1, p. 13-19, 2013.

KLOKKEVOLD, Perry R. et al. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. **Clinical Oral Implants Research**, v. 8, n. 6, p. 442-447, 1997.

KOKUBO, Tadashi et al. Spontaneous formation of bonelike apatite layer on chemically treated titanium metals. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 79, n. 4, p. 1127-1129, 1996..

LANG, Niklaus P. et al. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. **Clinical Oral Implants Research**, v. 22, n. 4, p. 349-356, 2011.

LE GUEHENNEC, Laurent et al. Histomorphometric analysis of the osseointegration of four different implant surfaces in the femoral epiphyses of rabbits. **Clinical oral implants research**, v. 19, n. 11, p. 1103-1110, 2008.

LEE, Ji-Hun et al. Effect of erbium-doped: yttrium, aluminium and garnet laser irradiation on the surface microstructure and roughness of sand-blasted, large grit, acid-etched implants. **Journal of periodontal & implant science**, v. 41, n. 3, p. 135-142, 2011.

LIN, Yun-Ho; PENG, Pei-Wen; OU, Keng-Liang. The Effect of Titanium With Electrochemical Anodization on the Response of the Adherent Osteoblast-Like Cell. **Implant Dentistry**, v. 21, n. 4, p. 344-349, 2012.

LONDON, Robert M. et al. Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 17, n. 3, p. 369, 2002.

MANIATOPOULOS, C.; PILLIAR, R. M.; SMITH, D. C. Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model. **Journal of biomedical materials research**, v. 20, n. 9, p. 1309-1333, 1986.

MALUF, Paulo Sérgio Zaidan et al. Vantagens do tratamento de superfície a laser em implantes dentais osseointegráveis; Advantages of laser surface treatment in osseointegrated dental implants. **ImplantNews**, v. 4, n. 06, p. 643-646, 2007.

MORTON, Dean et al. Early Loading after 21 Days of Healing of Nonsubmerged Titanium Implants with a Chemically Modified Sandblasted and Acid-Etched Surface: Two-Year Results of a Prospective Two-Center Study. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 12, n. 1, p. 9-17, 2010.

MUSTAFA, Kamal et al. Attachment and proliferation of human oral fibroblasts to titanium surfaces blasted with TiO<sub>2</sub> particles. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. **Clinical oral implants research**, v. 9, n. 3, p. 195-207, 1998.

NORDIN, T. et al. A 3-arm study of early loading of rough-surfaced implants in the completely edentulous maxilla and in the edentulous posterior maxilla and mandible: results after 1 year of loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.6, p. 880-886, 2004.

OATES, Thomas W. et al. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: a randomized pilot study. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 22, n. 5, p. 755, 2007.

OONISHI, H. et al. The effect of hydroxyapatite coating on bone growth into porous titanium alloy implants. **Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume**, v. 71, n. 2, p. 213-216, 1989.

PROUSSAEFS, Periklis T. et al. Histologic evaluation of hydroxyapatite-coated root-form implant retrieved after 7 years in function: a case report. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 15, n. 3, p. 438-443, 1999.

QUINLAN, Paul et al. Immediate and early loading of SLA ITI single-tooth implants: an in vivo study. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 20, n. 3, p. 360-370, 2005.

QU, Zhe et al. The initial attachment and subsequent behavior regulation of osteoblasts by dental implant surface modification. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, v. 82, n. 3, p. 658-668, 2007.

ROCCUZZO, Mario et al. Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study. **Clinical Oral Implants Research**, v. 12, n. 6, p. 572-578, 2001.

ROCCUZZO, Mario; WILSON JR, Thomas G. A prospective study of 3 weeks' loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 24, n. 1, p. 65, 2009.

ROCHA, W. M. S. (*Completar com o nome da tese*). 1996. (numero de folhas) *Disertação (Mestrado em Implantodontia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru. 1996.*

ROSA, Marcio Borges et al. Micrometric Characterization of the Implant Surfaces from the Five Largest Companies in Brazil, the Second Largest Worldwide Implant Market. **Quintessence Publishing**, v. 28, n.2, p.358-365, 2013.

RUPP, F. et al. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. **Journal of biomedical materials research Part A**, v. 76, n. 2, p. 323-334, 2006.

SAADOUN, A. P.; LEGALL, M. L. Clinical results and guidelines on Steri-Oss endosseous implants. **The International journal of periodontics & restorative dentistry**, v. 12, n. 6, p. 486-495, 1991.

SALVI, Giovanni E.; GALLINI, Guido; LANG, Niklaus P. Early loading (2 or 6 weeks) of sandblasted and acid-etched (SLA) ITI® implants in the posterior mandible. **Clinical Oral Implants Research**, v. 15, n. 2, p. 142-149, 2004.

SCHÄTZLE, Marc et al. Stability change of chemically modified sandblasted/acid-etched titanium palatal implants. A randomized-controlled clinical trial. **Clinical oral implants research**, v. 20, n. 5, p. 489-495, 2009.

SCHWARZ, Frank et al. Bone regeneration in dehiscence-type defects at non-submerged and submerged chemically modified (SLActive®) and conventional SLA titanium implants: an immunohistochemical study in dogs. **Journal of Clinical Periodontology**, v. 35, n. 1, p. 64-75, 2008.

SCHROEDER, André et al. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. **Journal of Maxillofacial Surgery**, v. 9, p. 15-25, 1981.

SOBALLE, K. et al. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. **Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume**, v. 75, n. 2, p. 270-278, 1993.

SOSKOLNE, W. Aubrey et al. The effect of titanium surface roughness on the adhesion of monocytes and their secretion of TNF- $\alpha$  and PGE2. **Clinical oral implants research**, v. 13, n. 1, p. 86-93, 2002.

SUL, Young-Taeg et al. Oxidized implants and their influence on the bone response. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 12, n. 10-12, p. 1025-1031, 2001.

SULLIVAN, Daniel Y.; SHERWOOD, Richard L.; MAI, Tiffany N. Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 78, n. 4, p. 379-386, 1997.

KIM, Sun-Jong et al. Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. **Journal of Applied Oral Science**, v. 18, n. 4, p. 415-420, 2010.

SUKETA, Naoki et al. An antibacterial surface on dental implants, based on the photocatalytic bactericidal effect. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 7, n. 2, p. 105-111, 2005.

THOMAS, T. R. Characterization of surface roughness. **Precision Engineering**, v. 3, n. 2, p. 97-104, 1981.

WENNERBERG, A. et al. A histomorphometric study of screw-shaped and removal torque titanium implants with three different surface topographies. **Clinical oral implants research**, v. 6, n. 1, p. 24-30, 1995.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B. An animal study of cp titanium screws with different surface topographies. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 6, n. 5, p. 302-309, 1995.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; LAUSAMAA, J. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25 and 75 um sized particle of AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. **J. Biomedical Mat. Res**, v.30 p.251-260, 1996.

WENNERBERG, Ann et al. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 12, n. 4, p. 486-494, 1996.

WENNERBERG, Ann et al. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. **Clinical oral implants research**, v. 9, n. 1, p. 11-19, 1998.

WENNERBERG, Ann; ALBREKTSSON, Tomas. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 15, n. 3, p. 331-344, 2000.

WENNERBERG, Ann et al. Titanium release from implants prepared with different surface roughness. **Clinical oral implants research**, v. 15, n. 5, p. 505-512, 2004

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, TOMAS. Implant surfaces beyond micron roughness: Experimental and clinical knowledge of surface topography and surface chemistry. **Inter Dent SA**, v. 8, p. 14-8, 2006.

WENNERBERG, Ann; ALBREKTSSON, Tomas. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. **Clinical oral implants research**, v. 20, n. s4, p. 172-184, 2009

WHEELER, Stephen L. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 11, n. 3, p. 340-350, 1996.

ZHAO, G. et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, v. 74, n. 1, p. 49-58, 2005.

ZHAO, G. et al. Requirement for both micron-and submicron scale structure for synergistic responses of osteoblasts to substrate surface energy and topography. **Biomaterials**, v. 28, n. 18, p. 2821-2829, 2007.