

# FAISA-CIODONTO

Pós Graduação *Lato sensu* em Implantodontia

LUCIANA AMARAL FALCO

*“TIPOS DE SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES DENTÁRIOS”*

Rio de Janeiro

2010

# FAISA-CIODONTO

Pós Graduação *Lato sensu* em Implantodontia

LUCIANA AMARAL FALCO

## *“TIPOS DE SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES DENTÁRIOS”*

Monografia apresentada ao Centro de  
Pós-Graduação da Ciodonto para  
Obtenção do Grau de Especialista em Odontologia.  
Área de concentração: Implantodontia  
Orientador: Prof. Dra. Flávia Rabello de Mattos

Rio de Janeiro

2010

## “TIPOS DE SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES DENTÁRIOS”

Monografia apresentada ao Centro de Pós-graduação da Faisa-Ciodonto para a obtenção do grau de especialista em implantodontia.

Aprovado em:

### BANCA EXAMINADORA

---

Coordenador Prof. Dr. Sergio Henrique Gonçalves Motta

---

Profª. Drª. Flavia Rabello Mattos

---

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias

## EPÍGRAFE

*“A Vida é construída com sonhos e concretizada no Amor.”*

**Chico Xavier**

**DEDICATÓRIA**

*Agradeço a Deus pela saúde e pelas etapas que venho cumprido e pela força que me impulsiona a seguir, ao meu querido esposo Vagner, pelo amor e incentivo, ao meu filho Heitor, pelas horas que estive ausente, ao meu pai, irmãos, sobrinhos e familiares pelo amor, carinho e inspiração e a minha mãe, que mesmo ausente, se orgulharia do sonho realizado.*

## **AGRADECIMENTOS**

A minha orientadora Dra. Flávia Rabello de Mattos que não mede esforços para a realização deste trabalho e que contribuiu com seus ensinamentos durante todo o curso.

Ao coordenador do curso Prof. Dr. Sérgio Henrique Gonçalves Motta, que me guiou na Implantodontia.

Aos meus colegas de curso, pela amizade e apoio uns aos outros.

Aos funcionários da CLIVO, pela ajuda generosa.

Aos pacientes pela confiança e paciência.

## RESUMO

Os mecanismos que induzem a adesão óssea ou a união entre o implante e o osso ainda não são perfeitamente conhecidos. Os resultados das pesquisas mostraram que a taxa de osseointegração dos implantes em titânio comercialmente puro (TiCp) e o índice de sucesso estão relacionados à composição química e à rugosidade da superfície. Os implantes com rugosidade superficial possuem maior estabilidade primária e modificam os mecanismos de interação das células com sua superfície em relação aos com superfície lisa. O tratamento da superfície pode ser feito por imersão em ácidos, jateamento, tratamento eletroquímico ou por plasma spray e laser. No tratamento com ácidos, a rugosidade do implante torna-se homogênea, há aumento da área superficial ativa e conseqüentemente melhora a possibilidade de bioadesão das células. Neste tratamento os implantes são imersos em banhos de soluções de HCL/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>; HF/HNO<sub>3</sub> e HNO<sub>3</sub>, entre outras. O jateamento pode ser feito com óxido de alumínio, titânio, silício, cloreto de sódio e hidroxiapatita. No tratamento eletroquímico são empregadas soluções ácidas e básicas em diferentes temperaturas que permitem a incorporação de íons de Ca, F e P. Com o tratamento de laser e plasma spray as superfícies apresentam-se com valores elevados de rugosidades, sendo caracterizadas com macrorugosidades. O presente trabalho objetiva realizar uma revisão bibliográfica analisando os parâmetros da superfície dos implantes que influenciam na adsorção, absorção e diferenciação das células descrevendo os diferentes tratamentos das superfícies dos implantes dentários.

Palavras-chave: 1.Implantes dentários. 2. Superfície de implantes. 3.Tratamento da superfície. 4.Osseointegração.

## ABSTRACT

The mechanisms that induce bone adhesion or the union between the implant and bone are not yet fully known. Research results showed that the rate of osseointegration of implants in commercially pure titanium (TiCp) and the success rate are related to the chemical composition and the surface roughness. Implants with surface roughness are more primarily stable and change the mechanisms of interaction of cells with their surface than those with smooth surface. The surface treatment can be done by immersion in acid, blasting, electrochemical treatment or plasma spray and laser. In the treatment with acids, the roughness of the implant becomes homogeneous, there is an increase in the active surface area and therefore improves the possibility of bioadhesion of the cells. In this treatment, the implants are immersed in solutions of HCL/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>; HF/HNO<sub>3</sub> e HNO<sub>3</sub>, among others. The blasting can be done with aluminum oxide, titanium, silicon, sodium chloride, and hydroxyapatite. In the electrochemical treatment, acidic and basic solutions are used at different temperatures, which allow the incorporation of ions of Ca, F and P. With the laser treatment and plasma spray, surfaces present high levels of roughness, being characterized with macroroughness. This paper aims to review literature analyzing the parameters of the surface of the implants that influence the adsorption, absorption and differentiation of cells describing the various surface treatments of dental implants.

Keywords: 1.Dental implants. 2. Implants surface. 3. Surface treatment. 4. Osseointegration.



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALP - Alkaline Phosphatasis (Fosfatase Alcalina)

$Al_2O_3$  - Óxido de Alumínio

BSP - Bone Sialoprotein (sialoproteína óssea)

Ca - Cálcio

F - Flúor

HA - Hidroxiapatita

HCl - Ácido Clorídrico

HF - Ácido Fluorídrico

$HNO_3$  - Ácido Nítrico

$H_2$  - Hidrogênio

$H_2SO_4$  - Ácido Sulfúrico

mm - milímetro

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

$\mu m$  - Micrômetro

$Na_2S_2O_8$  - Persulfato de Sódio

Ncm - Newton centímetro

$O_2$  - Oxigênio livre

P - Fosfato

$Runx_2$  - Fator de transcrição

SPH - Spray Plasma de Hidroxiapatita

SPT - Spray Plasma de Titânio

SLA – Sand-Blasted Large Grit Acid Etched (Superfície jateada por grãos de areia de grana grossa e atacada por ácido)

TiCp – Titânio Comercialmente puro

TiO<sub>2</sub> – Óxido de Titânio (Rutilo)

## SUMÁRIO

<b>1- INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>2 - PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>15</b>
<b>3 - REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>16</b>
<b>3.1 - HISTÓRICO DA IMPLANTODONTIA</b> .....	<b>16</b>
<b>3.2 – TIPOS DE TRATAMENTOS DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES</b> .....	<b>19</b>
3.2.1 – SUPERFÍCIES USINADAS .....	19
3.2.2 – SUPERFÍCIES MACROTEXTURIZADAS .....	20
3.2.2.1 – SPRAY PLASMA DE TITÂNIO (SPT) .....	20
3.2.2.2 – SPRAY PLASMA HIDROXIAPATITA (SPH) .....	21
3.2.2.3 – MODIFICADA POR FEIXE DE LASER .....	21
3.2.3 – SUPERFÍCIES MICROTEXTURIZADAS .....	23
3.2.3.1 – ATAQUE ÁCIDO .....	23
3.2.3.2 – JATEAMENTO + ATAQUE ÁCIDO .....	23
3.2.3.3 – JATEAMENTO ÓXIDO DE ALUMÍNIO (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) .....	24
3.2.4 – SUPERFÍCIES NANOTEXTURIZADAS .....	25
3.2.5 – SUPERFÍCIES BIOMIMÉTICAS.....	26
<b>4 – MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>28</b>
<b>4.1 - MATERIAIS</b> .....	<b>28</b>
<b>4.2 – MÉTODOS</b> .....	<b>29</b>
<b>5 – RESULTADOS</b> .....	<b>31</b>
<b>6 – DISCUSSÃO</b> .....	<b>34</b>
<b>7 – CONCLUSÃO</b> .....	<b>38</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>39</b>
<b>ANEXO</b> .....	<b>43</b>

## 1- INTRODUÇÃO

Ao longo dos anos os implantes dentários sofreram alterações em sua morfologia, forma e dimensões. Diferentes tratamentos da superfície são encontrados no mercado com diversas designações comerciais.

Lima et al (2003) relataram que um sistema de implante deve apresentar íntimo contato com o osso para permitir a transferência das forças oclusais para o tecido ósseo neoformado e não apresentar áreas de concentração de tensão. Dentre os materiais utilizados, destaca-se o titânio comercialmente puro e suas ligas que apresentam boa resistência e biocompatibilidade. O titânio ao ser exposto a meios oxidantes forma uma camada superficial de óxido que se mantém estável aos diferentes meios. Esta camada de óxido tem sua espessura controlada durante a fabricação e é responsável pela interação implante/tecido e garante a osseointegração. Na superfície do titânio são formados sete tipos de óxidos, mas apenas o dióxido tetragonal ( $\text{TiO}_2$  – rutilo) apresenta compatibilidade.

Buser et al (2004) descreveram que as propriedades da superfície dos implantes mais importantes são a topografia, a química, a carga de superfície e molhabilidade. Propriedades de superfície afetam processos tais como adsorção iônica e absorção de proteínas, interação célula-superfície, e as células / desenvolvimento do tecido na interface entre o osso e o biomaterial, que são relevantes para a funcionalidade do dispositivo.

Ellingsen et al (2004) relataram que nos tratamentos da superfície dos

implantes de titânio é possível alterar a composição química, a energia superficial, a morfologia, a topografia e a rugosidade da sua superfície. Entre as mudanças químicas temos a deposição de hidroxiapatita e a incorporação de íons Ca, F e P.

Januário et al (2004) relataram que a camada de óxido é extremamente resistente, formando um filme denso que protege o metal de ataques químicos (corrosão), incluindo a agressão de fluidos do corpo, de maneira que a interação superfície-tecido é determinada pela camada de óxido e não pelo metal em si. Logo, em termos de biocompatibilidade, as propriedades da camada de óxido formada sobre a superfície do implante são tão importantes quanto às do metal.

Rosenberg et al (2004) observaram que as alterações na topografia e na energia superficial podem ser feitas mediante o emprego de jateamento e ataque ácido. A morfologia e rugosidade podem ser controladas por tratamento com soluções ácidas ou oxidação.

Elias et al (2004) relataram que o processo de osseointegração dos implantes dentários pode ser modificado pela qualidade e morfologia da superfície dos implantes. Tais superfícies têm sido submetidas a diferentes tratamentos, os quais podem ser divididos em grupos. O primeiro grupo é formado pelos implantes recobertos com hidroxiapatita com intuito de qualificar a osseointegração. Um segundo grupo por jateamento com partículas abrasivas, ataque com ácidos ou deposição de partículas de óxido de titânio. O terceiro grupo realiza tratamentos termoquímicos para aumentar a espessura da camada de óxido e ativar a superfície do titânio. E o quarto grupo o implante é usado na condição como usinado.

Ciotti et al (2007) descreveram que o titânio comercialmente puro

apresenta estabilidade química, possibilitando reação tecidual favorável e estímulo à atividade celular na formação da matriz óssea. Apresenta elevada resistência à corrosão e não provoca reações de hipersensibilidade ou imunológicas. A camada de óxido de titânio é responsável pela adaptação íntima entre o osso mineralizado e a superfície do implante. A busca pelo aumento da área de osseointegração direcionou as pesquisas ao desenvolvimento de novas configurações e tipos de superfície.

## **2 - PROPOSIÇÃO**

O propósito deste estudo é analisar através de uma revisão de literatura de 7 anos a biocompatibilidade dos implantes de titânio mediante tratamento da superfície, uma vez que a interação das células com biomateriais dependem das propriedades superficiais do material.

## 3 - REVISÃO DE LITERATURA

### 3.1 - HISTÓRICO DA IMPLANTODONTIA

Maggiolo (1807) introduziu na implantodontia o uso de metais (ouro, prata e platina) que pelo contato com os fluidos criaram as correntes galvânicas.

Dahl (1943) criou um tipo de implante denominado subperiosteal, que consistia de uma estrutura metálica de cromo-cobalto-molibdênio, justaposta ao periósteo. No entanto, este tipo de implante provou ter um baixo índice de sucesso, além de causar dano quando removido.

Scialom (1961) usou um implante agulhado fabricado de tântalo em forma de tripé, mas caiu em desuso devido à total ausência de protocolo protético.

Lincow (1962) revolucionou a implantodontia com os implantes laminados, que eram colocados no osso, inserindo a haste do implante à lâmina com um pântico fixado na lateral da haste.

Brånemark (1965) descobriu o princípio da osseointegração que foi definida, mais tarde, como uma verdadeira ancoragem óssea baseada em uma concordância dinâmica entre o tecido ósseo e o implante. Os resultados obtidos permitiram realizar estudos em cães com objetivo de desenvolver uma técnica para o tratamento do edentulismo.

Branemark & Albrektsson (1977) publicaram uma pesquisa sobre a utilização de implantes de titânio com projeto de parafuso em artigos científicos. Viabilizaram seu uso através de estudos micro e macroscópicos em animais e humanos, assim como avaliação longitudinal de até 15 anos em centros



especializados onde sistemas foram submetidos à função. Este estudo permitiu à odontologia um avanço científico sem igual, modificando a forma de pesquisar e questionar formas seguras de tratamento e proteção, de biocompatibilidade dos materiais e de respostas orgânicas que seriam motivo de verificações e questionamentos.

Adell et al (1981) instalaram 2768 implantes em 410 mandíbulas edêntulas. Foram utilizados de 4 a 6 implantes por arcada. O diâmetro do corpo do implante era de 3,75mm e a plataforma protética apresentava diâmetro de 4,1mm. Os comprimentos eram variáveis e indicados de acordo com o osso remanescente. Após a instalação aguardava-se um período mínimo de 4 meses com os implantes submersos, para posteriormente confeccionar próteses totais fixas. Neste estudo com o acompanhamento desses implantes por 15 anos, os autores estabeleceram princípios que devem ser observado seguindo o caminho fisiológico da reabsorção por falta de estímulo.

Brånemark et al (1987) relataram que um dos pré-requisitos para se obter a osseointegração é a ausência de carga durante o período de cicatrização, que pode ser alcançado através do protocolo cirúrgico de dois estágios, onde um período de cicatrização livre de carga permite uma completa cicatrização e remodelação óssea.

Taylor & Agar (2002) publicaram que desde a conferência de Toronto em 1982, a ciência produziu profundas modificações nos princípios, planejamento e tratamento reabilitador através do uso de implantes endósseos.

Elias et al (2005) relataram que as mudanças no protocolo de

Branemark estão relacionadas ao estudo da biomecânica dos implantes, alteração na forma e tratamentos de superfícies dos implantes e técnica cirúrgica empregada.

Silva (2006) relatou que a rugosidade deve ser controlada, pois as células necessitam de pontos de ancoragem, na superfície dos implantes, para iniciar a proliferação e constituir a biofixação dos implantes. Se as rugosidades forem muito menores que o tamanho das células, não existirão sítios de biofixação adequados. Em contra partida, se a superfície apresentar grandes picos ou vales, mas se estes possuírem superfícies lisas, as células poderão também não encontrar sítios de biofixação adequados. A adesão e o espalhamento de células em superfícies de implantes são associados à microestrutura superficial.

Castilho et al (2006) publicaram que o sucesso clínico é conseguido não só por causa do material do implante, mas também por causa de outras propriedades como desenho, tratamento e qualidade de superfície, além de outras implicações como técnica cirúrgica, qualidade óssea e de suporte de carga. A composição química da superfície dos implantes pode variar consideravelmente devido à fabricação e acabamento, como usinagem, tratamento térmico, decapagem e até mesmo procedimentos de esterilização. Baseado em estas considerações, um controle cuidadoso da composição da superfície de implantes torna-se um procedimento relevante para a produção de alta qualidade destes dispositivos.

Gebran & Wassal (2007) explicaram que a tecnologia de superfície dos implantes dentários tem influenciado a formação e manutenção óssea atingida pelos processos celulares.

Gil et al (2009) descreveram que as superfícies de titânio promovam adsorção iônica e também se orientem de tal maneira que facilitem a ancoragem celular. Dependendo do tipo de moléculas e da orientação das mesmas sobre superfícies de titânio, células indiferenciadas (mesenquimais) podem diferenciar-se em resposta a informações ou sinais contidos na interface moléculas-material.

### **3.2 – TIPOS DE TRATAMENTOS DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES**

Elias et al (2005) descreveram que apesar do titânio e suas ligas serem aplicadas em grande escala na implantodontia e de os resultados das experiências apresentarem excelente biocompatibilidade, ainda existem dúvidas quanto às características e propriedades físicas destes materiais. Além disso, não há definição do padrão ideal da morfologia superficial dos implantes.

Carvalho et al (2009) classificaram as superfícies dos implantes de titânio em cinco grupos: Superfícies Usinadas; Superfícies Macrotextrizadas; Superfícies Microtextrizadas; Superfícies Nanotextrizadas; Superfícies Biomiméticas.

#### **3.2.1 – SUPERFÍCIES USINADAS**

Elias et al (2002) explicaram que os implantes dentários usinados passam por processos de limpeza, passivação, descontaminação e esterilização. As ranhuras superficiais de usinagem direcionam o crescimento das células esparramadas e somente naquele sentido.

Elias et al (2004) relataram que um implante como usinado permite o processo de mineralização do osso em direção ao implante, mas não possui uma superfície indutora.

Pinto et al (2006) observaram a nível microscópico que a orientação das estrias e sulcos da superfície usinada seguem o sentido do corte, dificultando o espalhamento das células, tornando-se uma superfície anisotrópica.

### **3.2.2 – SUPERFÍCIES MACROTEXTURIZADAS**

#### **3.2.2.1 – SPRAY PLASMA DE TITÂNIO (SPT)**

Paredes et al (2006) avaliaram que alterações na superfície obtida pelo recobrimento de implantes com gases ionizados por aspensão térmica com plasma spray de titânio, aumentam a área de contato superficial, proporcionando maior osseointegração. Estas alterações morfológicas da superfície aceleram a absorção do sangue, pela ação do efeito da molhabilidade garantindo o processo de osseointegração.

Le Guéhennec et al (2007) utilizaram este método SPT que consiste na injeção de titânio em pó em uma pistola de plasma (o quarto estado da matéria) em alta temperatura. As partículas de titânio são projetadas e fundidas sobre a superfície formando um filme de aproximadamente 50 µm de espessura. O revestimento resultante TPS tem uma média de cerca de 7 µm rugosidade, o que aumenta a superfície do implante. Foi demonstrado que esta topografia tridimensional aumentou a resistência à ruptura na interface osso / implante.

Granato et al (2008) relataram que superfícies com padrão de rugosidade entre 0,5 e 2  $\mu\text{m}$  alteram positivamente a resposta tecidual ao implante. Já o recobrimento por spray de plasma de titânio tem sido pouco utilizado, pois eleva a rugosidade a valores superiores aos 2  $\mu\text{m}$  aumentando as possibilidades de contaminação bacteriana.

### **3.2.2.2 – SPRAY PLASMA HIDROXIAPATITA (SPH)**

Knabe et al (2002) descreveram que células cultivadas sobre substrato de titânio pulverizado com plasma de hidroxiapatita demonstraram um padrão de crescimento retardado. Os valores da rugosidade da superfície SPH se mostraram significativamente inferiores.

Silva et al (2002) avaliaram que a superfície recoberta com hidroxiapatita é homogênea e com disponibilidade de reação tecido-implante. Esta técnica possui algumas desvantagens: alto custo e a decomposição da hidroxiapatita devido à alta temperatura.

Simunek et al (2005) observaram a taxa de sucesso de implantes revestidos com hidroxiapatita foi comparável com os dados apresentados na literatura. No entanto, a perda óssea marginal foi de interesse média  $2,4 \pm 0,8$  mm, no final de 5 anos.

### **3.2.2.3 – MODIFICADA POR FEIXE DE LASER**

Guastaldi et al (2005 ) avaliaram o processo atualmente considerado

mais “limpo” que é caracterizado pelo estímulo por feixe de laser, onde a superfície do implante não sofre nenhuma interação com qualquer outro material para a sua modificação. Os valores de remoção por torque reverso obtidos neste estudo são consistentes com os resultados de estudos anteriores, que mostraram um aumento significativo na retenção óssea dos implantes com superfície modificada por feixe de laser.

Braga et al (2006) relataram que superfície irradiada com feixe de laser apresentou vantagem quanto à padronização e facilidade do tratamento de superfície, além de ser um processo limpo, reproduzível e de baixo custo. A superfície laser com recobrimento de hidroxiapatita (HA) apresentou maior adesão ao tecido ósseo demonstrado pelos valores de torque. A reatividade da mistura de óxidos presentes na superfície associada às condições de morfologia e molhabilidade superficial, desenvolve condições adequadas para a osseointegração.

Filho et al (2009) verificaram que a irradiação com feixe de Laser Nd: YAG (Neodymium – Yttrium Aluminum Garnet), utilizado como modificador de superfícies em implantes dentários é viável por produzir uma superfície mais satisfatória. Induzem a formação de óxidos e nitretos em diferentes proporções na superfície do titânio, os quais são considerados como atóxicos e apresentaram propriedades desejadas para o processo de osseointegração. Caracteriza-se por ser um processo reproduzível e limpo, uma vez que depende apenas de um meio físico para se propagar.

### **3.2.3 – SUPERFÍCIES MICROTTEXTURIZADAS**

#### **3.2.3.1 – ATAQUE ÁCIDO**

Takeuchi et al (2003) avaliaram a efetividade dos vários métodos de limpeza da superfície de titânio como pré-tratamento para modificação da superfície, através da análise de interações químicas de três soluções: Na<sub>2</sub>S<sub>2</sub>O<sub>8</sub>; H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> e HCl. Avaliação química através de espectroscopia de fotoelétrons e avaliação mecânica revelaram que HCl é proposto como um excelente descontaminante, observado na modificação da superfície dos implantes.

Cho & Park (2003) publicaram estudo avaliando eventuais diferenças na topografia e torque de remoção entre dois grupos de implantes: usinados e duplo ataque ácido (HF / HCl + H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>). Concluíram que não houve diferença significativa na topografia entre os dois grupos analisados por MEV. No entanto, no grupo de implantes com duplo ataque ácido foi necessária uma força média maior (34,7 Ncm) no torque de remoção quando comparado com grupo usinado.

Ciotti et al (2007) utilizaram implantes que receberam tratamento de superfície por duplo ataque ácido, ocorrendo uma modificação micromorfológica da superfície do implante aumentando a área de contato entre o osso mineralizado e o implante. Essa modificação torna a superfície do implante rugosa aumentando a resistência ao torque de remoção e favorecendo a deposição óssea.

#### **3.2.3.2 – JATEAMENTO + ATAQUE ÁCIDO**

Guo et al (2007) revelaram que a superfície dos implantes tratados com

jateamento ( $\text{TiO}_2$ )/ ácido fluorídrico (HF) resultam em superfície com propriedades osteoindutoras, aumentando significativamente as células aderidas e níveis de expressão gênica quando comparado com implantes tratados somente com jateamento ( $\text{TiO}_2$ ).

Kim et al (2008) avaliaram que a superfície tratada por jateamento e condicionamento ácido (SLA) tiveram efeitos benéficos sobre a biocompatibilidade e formação óssea ao redor dos implantes. Embora ocorra uma ligeira diminuição no valor de rugosidade após o tratamento jateamento/ ataque ácido, se desenvolveram pequenas crateras uniformes (1-2  $\mu\text{m}$  de diâmetro) e picos definidos na superfície.

Mendonça et al (2009) observaram que a superfície dos implantes tratados com jateamento/ataque ácido apresentaram uma resposta aumentada nos níveis de expressão dos genes ALP, BSP e Runx<sub>2</sub>. Uma elevação no nível do gene Runx<sub>2</sub> indica aumento na diferenciação de osteoblastos. Este aumento na diferenciação é confirmado pelo aumento do gene ALP, que é um gene marcador do início do processo de diferenciação de osteoblastos. Seguindo a cascata, aumenta os níveis de BSP, que é um gene tardio de osteoblastos característico do início da deposição de matriz mineralizada.

### **3.2.3.3 – JATEAMENTO ÓXIDO DE ALUMÍNIO ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )**

Júnior et al (2007) relataram que o jateamento da superfície dos implantes com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  podem alterar sua composição química devido às trocas iônicas. Foram detectados resíduos de alumina oriundos do tratamento da



superfície que podem estar relacionados à perda dos implantes dentários.

Le Guéhennec et al (2008) observaram que o tratamento com alumina obteve superfície hidrofílica e que as células apresentaram extensões citoplasmáticas e filopodia. Amostras apresentaram picos de alumínio como um resultado da decapagem.

### **3.2.4 – SUPERFÍCIES NANOTEXTURIZADAS**

Pinto et al (2006) demonstraram que a superfície dos implantes dentários submetida à oxidação anódica revelou a presença de cálcio e fósforo na superfície, além da presença de titânio e oxigênio. Quando comparada a superfície usinada houve diminuição da concentração de titânio e um aumento da concentração de oxigênio. Com estes resultados afirmaram que ocorreu aumento da espessura do óxido com incorporação de cálcio e fósforo na camada superficial. Na oxidação ocorre formação de gases, principalmente  $H_2$  e  $O_2$ , que se condensam em microbolhas e originaram os poros que se interconectaram justificando o aumento da rugosidade.

Elias et al (2006) relataram que o tratamento eletroquímico das superfícies dos implantes submetidos ao processo de oxidação anódica aumentam a espessura da camada de óxido. As modificações por anodização permitem uma melhor adesão e orientação de células e uma osseointegração mais acelerada. A superfície possui poros abertos e irregularidades semelhantes a vulcões, que crescem na superfície do implante.

Yang et al (2009) avaliaram que o tratamento eletroquímico por

anodização aumentaram a espessura da camada de óxido de Ti da superfície metálica dos implantes. Esta camada de  $\text{TiO}_2$  melhorou significativamente toda a coagulação do sangue e aderência em células da medula óssea humana.

Elias & Mattos (2009) relataram que a superfície anodizada apresenta microporos de 0,5 – 3,0  $\mu\text{m}$ . A camada de  $\text{TiO}_2$  formada por anodização incorpora íons Ca e P provocando mudanças na morfologia e na estrutura cristalina.

### **3.2.5 – SUPERFÍCIES BIOMIMÉTICAS**

Braga et al (2006) avaliaram os implantes irradiados com feixe de laser em sua superfície com recobrimento de HA pelo método biomimético. O objetivo do recobrimento é melhorar o processo de reparo na interface osso/implante. Esta modificação físico-química e morfológica superficial confirma a superioridade na osseointegração para os implantes recobertos com HA obtidos com resultados do ensaio de torque.

Aparecida et al (2007) descreveram que a hidroxiapatita (HA) é o fosfato de cálcio mais utilizado como biocerâmica, seja como recobrimento ou material denso. A HA apresenta vantagens: rápida adaptação óssea, não formação de tecido fibroso, íntima adesão implante/tecido, tempo de cicatrização reduzido. O uso clínico da HA é limitado devido à sua lenta biodegradação. Estudos efetuados por longos períodos de tempo têm mostrado que a HA começa a ser reabsorvida gradualmente após 4 a 5 anos de implantação. A reabsorção é uma característica desejada para biomateriais nos quais o processo de degradação concomitante com a reposição do osso em formação.

Carvalho et al (2009) depositaram camadas de fosfato de cálcio pelo processo biomimético. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, na medida em que as camadas vão se degradando, o que aumenta o potencial de servirem como um sistema de liberação lento de agentes osteogênicos para o sítio de implantação. Outra vantagem do processo de cobertura biomimética é possuir propriedades tanto osteoindutora quanto osteocondutora.

## **4 – MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 - MATERIAIS**

No presente trabalho as morfologias das superfícies dos implantes dentários foram analisadas no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) e divididas em quatro grupos: I) implantes sem tratamento da superfície (usinados); II) implantes com a superfície atacada com solução ácida; III) implantes jateados com partículas de  $\text{TiO}_2$  e ataque ácido; IV) implantes com a superfície anodizada.

## 4.2 – MÉTODOS

Uma amostra de cada um dos grupos amostrais foi observada no MEV JEOL modelo LSV4800 (Jeol, Japão) (Figura 1) para análise da morfologia da superfície dos implantes dentários. Os implantes foram estabilizados em suportes e introduzidos na câmara do microscópio. As imagens das amostras foram capturadas de forma padronizada seguindo os critérios de tipo de tratamento da superfície e rugosidades.

### AMOSTRAS:

Região A: implante usinado; rugosidade de 11  $\mu\text{m}$ ;

Região B: implante usinado; rugosidade de 6  $\mu\text{m}$ ;

Região C: implante tratado com ácidos; rugosidade de 11  $\mu\text{m}$ ;

Região D: implante tratado com ácidos; rugosidade de 6  $\mu\text{m}$ ;

Região E: implante jateado e tratado com ácidos; rugosidade de 8  $\mu\text{m}$ ;

Região F: implante jateado e tratado com ácidos; rugosidade de 10  $\mu\text{m}$ ;

Região G: implante anodizado; rugosidade de 6  $\mu\text{m}$ ;

Região H: implante anodizado; rugosidade de 3  $\mu\text{m}$ ;

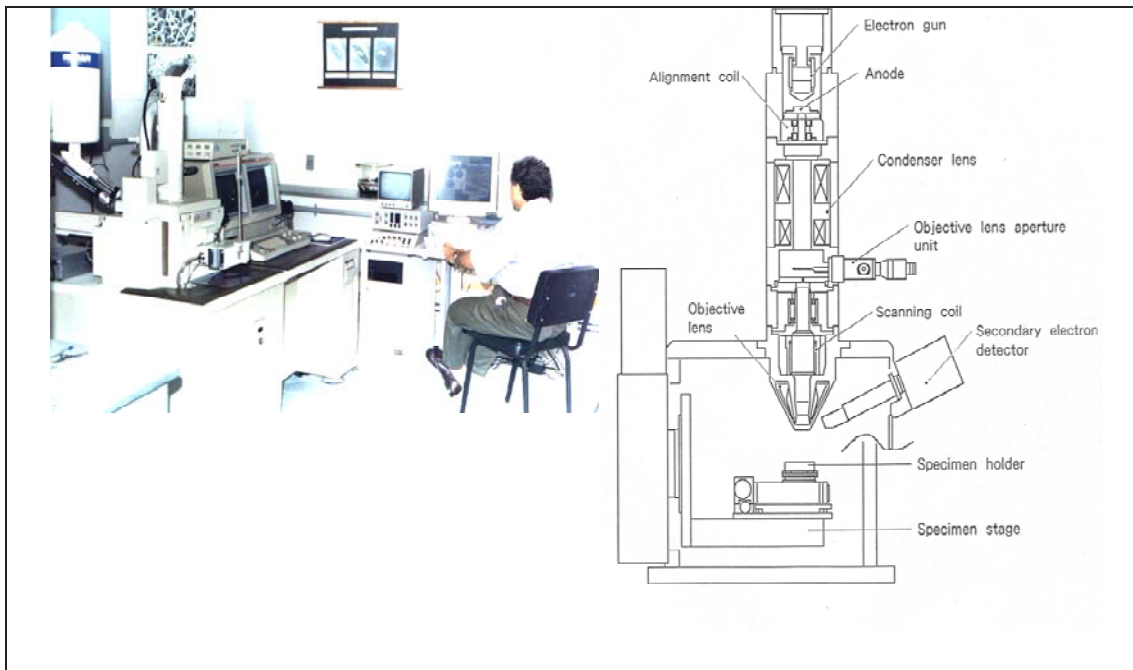
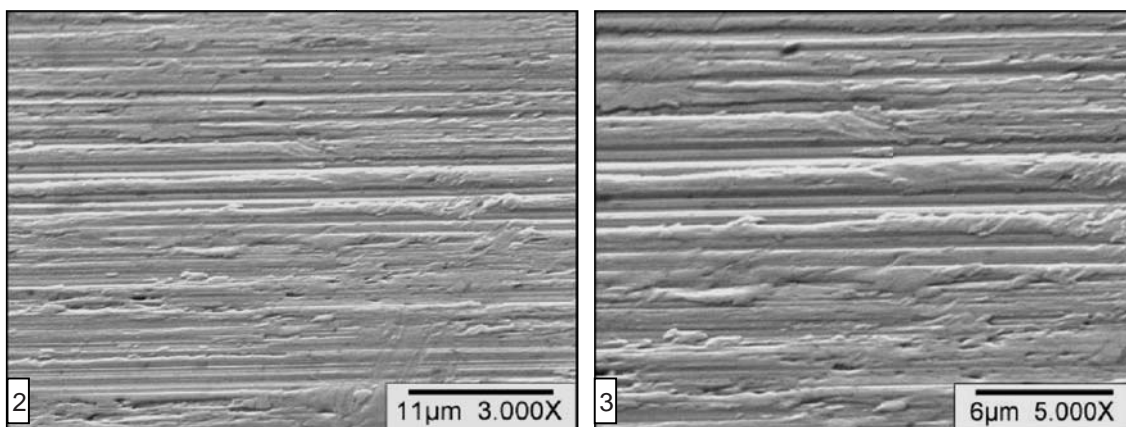


Figura 1: Microscópio Eletrônico de Varredura é uma das mais poderosas ferramentas de caracterização de materiais sólidos, permitindo a um só tempo obter informações acerca da morfologia, composição, estado de ligação e rede cristalina.

## 5 – RESULTADOS

Após análise das superfícies as amostras dos implantes foram observadas no MEV e as morfologias das superfícies (microtopografia) analisadas e comparadas com os implantes comercializados por diferentes empresas.

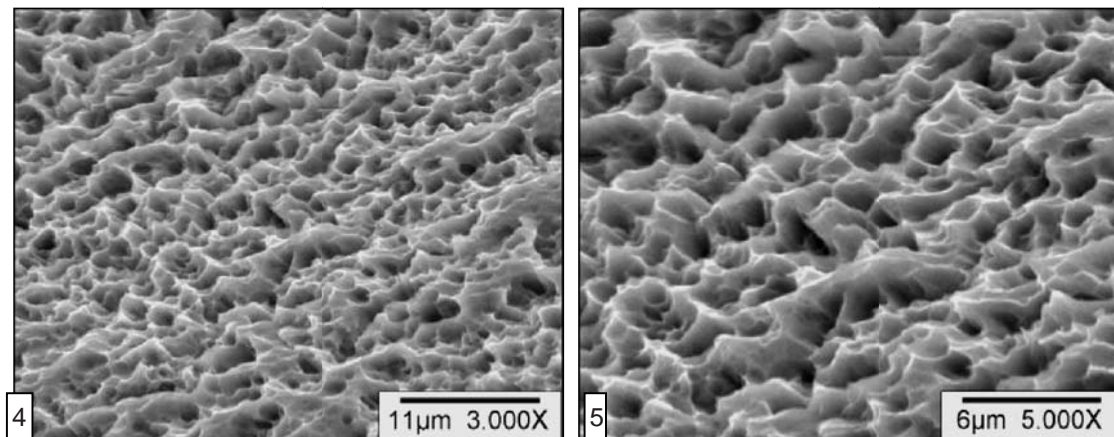
Nas Figuras 2 e 3 observa-se que a superfície do implante usinado possui marcas das ferramentas de usinagem com uma direção facilmente identificável dos sulcos orientados. As células crescem preferencialmente ao longo das pequenas irregularidades superficiais.



*FONTE: Cedida pelo Prof. Carlos Nelson Elias*

Figuras 2 e 3 : Superfície do implante usinado

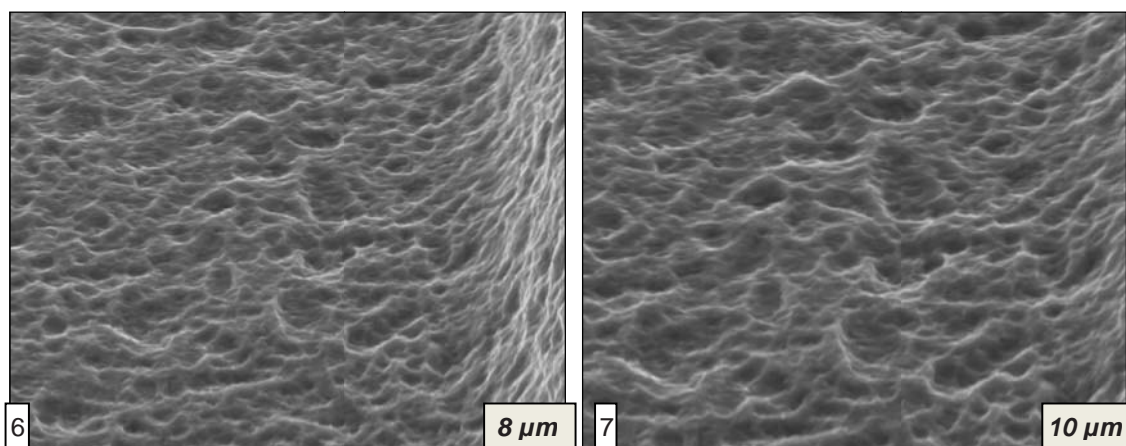
Na superfície do implante tratado com ácido, Figuras 4 e 5, a topografia sem uma direção preferencial, possui cavidades o que torna a superfície isotrópica e facilita o espalhamento das células osteogênicas em todas as direções.



*FONTE: Cedida pelo Prof. Carlos Nelson Elias*

Figuras 4 e 5 : Superfície do implante tratado com solução ácida HCl + HNO<sub>3</sub>

Pode-se observar nas Figuras 6 e 7 implantes jateados e tratados com ácido têm a superfície com rugosidade homogênea e porosidades com tamanho que permitem melhor adesão das células do que os implantes com a superfície sem tratamento.



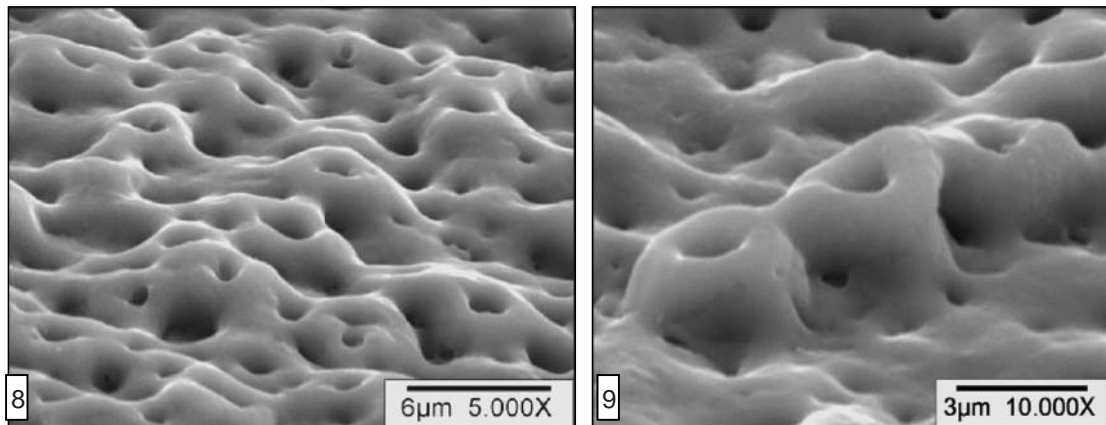
*FONTE: Cedida pelo Prof. Carlos Nelson Elias*

Figuras 6 e 7 : Superfície do implante jateado com partículas de TiO<sub>2</sub> e com ataque ácido

A Figura 8 mostra que a topografia da superfície do implante após



tratamento de oxidação em solução de cálcio e fósforo tornou-se semeada de montículos de aspecto liso com poros espalhados por toda a superfície. Esses poros possuem diâmetros variados e demonstram estar interconectados às camadas subjacentes.



*FONTE: Cedida pelo Prof. Carlos Nelson Elias*

Figuras 8 e 9: Superfície do implante tratado por oxidação em solução de cálcio e fósforo

## 6 – DISCUSSÃO

Nos últimos anos, muitos estudos examinaram o efeito da superfície dos implantes na cicatrização e aposição óssea. Modificações na morfologia e rugosidade superficiais foram inicialmente desenvolvidas com o objetivo de aumentar a retenção mecânica entre tecido ósseo e superfície do implante, melhorando assim, a estabilidade inicial e resistência.

Elias et al (2005) e Gebran & Wassal (2007) destacaram que as alterações na tecnologia no tratamento da superfície dos implantes dentários e estudo da biomecânica levaram a mudanças no protocolo e técnica cirúrgica empregadas.

De acordo Elias et al (2002) as marcas de usinagem ficam evidentes no MEV e este tipo de ranhura induz crescimento das células em uma direção preferencial. Elias et al (2004) avaliaram que a rugosidade do implante é resultado do tipo de tratamento que a superfície recebe durante a fabricação. Os implantes com as superfícies no estado como usinada apresentam rugosidade com forte direcionalidade. Quanto menor direcionalidade melhor o comportamento das células na superfície dos implantes. Pinto et al (2006) destacaram que a superfície usinada de um implante de titânio embora macroscopicamente lisa, a nível microscópico apresenta sulcos e estrias dificultando o espalhamento aleatório das células aderidas à superfície.

O jateamento abrasivo com SPT de acordo com Paredes et al (2006) mostrou-se adequado para obter superfícies com morfologia e rugosidade eficaz no processo de osseointegração. O procedimento de aplicação do SPT utilizado

deveria ser analisado buscando alternativas que evitassem a presença de contaminantes da superfície. Le Guéhennec et al (2007) descreveram que a superfície dos implantes que utilizaram o método SPT aceleraram o processo de osseointegração resultando em alteração com uma média de 7  $\mu\text{m}$  de rugosidade. Granato et al (2008) analisaram que SPT alterou consideravelmente a rugosidade da superfície dos implantes tratados levando a riscos de contaminação bacteriana.

As superfícies recobertas com SPH segundo Silva et al (2002); Knabe et al (2002) e Simunek et al (2005) não obtiveram resultados de aumento de rugosidade. Observaram também processo de perda óssea ao longo de 5 anos e decomposição de hidroxiapatita a altas temperaturas.

Júnior et al (2007) e Le Guéhennec et al (2008) destacaram que o papel da contaminação superficial nas falhas dos implantes não está bem estabelecido. No entanto, a presença de resíduos inorgânicos de alumina pode levar a perda dos implantes dentários.

Takeuchi et al (2003) analisaram que as superfícies dos implantes devem ser descontaminadas e tratadas com HCl para otimizar e facilitar a osseointegração. Os implantes dentários que tiveram suas superfícies tratadas com duplo ataque ácido de acordo com Cho & Park (2003) e Ciotti et al (2007) modificaram sua rugosidade, aumentando a deposição óssea e a resistência ao torque de remoção.

Guo et al (2007) e Kim et al (2008) mantiveram um consenso em avaliar superfícies tratadas com jateamento + ataque ácido. Houve aumento do número de células aderidas na superfície do implante, resultando em efeitos benéficos sobre biocompatibilidade e propriedades osteoindutoras. Mendonça et al (2009)

observaram in vitro uma resposta positiva da superfície tratada com jateamento seguido de ataque ácido na diferenciação do tecido ósseo com uma maior porcentagem de área mineralizada.

Guastaldi et al (2005) analisaram o efeito da superfície modificada por laser e concluíram que este tratamento de superfície pode induzir um crescimento ósseo rápido e uma forte interface osso-implante. Braga et al (2006) e Filho et al (2009) verificaram que a superfície dos implantes irradiadas com feixe de laser é um processo limpo e de custo baixo. Induz produção de óxidos e nitretos acelerando a osseointegração e os resultados são positivos para torque de remoção dos implantes

No tratamento eletroquímico das superfícies dos implantes submetidos à oxidação anódica, Elias et al (2006) descreveram que as características morfológicas facilitam a adesão, orientação e formação óssea com maior rapidez. Estas características permitem a inserção dos implantes em regiões com baixas densidades e acelera o carregamento dos implantes. Yang et al (2009) observaram um aumento da espessura da camada de óxido com melhor orientação e adesão de células. Pinto et al (2006) relataram que a superfície tratada por oxidação com cálcio e fósforo apresentou poros e rugosidade aumentada e elevações em forma de vulcões. Elias & Mattos (2009) afirmaram que a superfície anodizada revela presença de Ca e P além de Ti e O<sub>2</sub> alterando a morfologia e aumento da rugosidade. Observaram também que o processo de osseointegração é acelerado e há um aumento da resistência da interface osso/implante quando comparado com outros tipos de tratamento de superfície.

As superfícies tratadas pelo processo biomimético através do depósito

de camadas de fosfato de cálcio (HA), segundo Braga et al (2006); Aparecida et al (2007) e Carvalho et al (2009) apresentaram uma melhor adesão osso/implante, ausência de tecido fibroso e propriedades osteocondutoras e osteoindutoras.

## 7 – CONCLUSÃO

Para se obter melhores condições de osseointegração nos implantes dentários, surgiu uma variedade de tratamentos de superfície. Fatores como composição, rugosidade e descontaminação da superfície propiciam áreas de contato diferentes com as células e biomoléculas. O uso clínico dos implantes usinados teve declínio, devido aos resultados clínicos e laboratoriais, porém participam das pesquisas como grupo controle. As superfícies submetidas ao tratamento por plasma spray e laser não criam microrugosidades, dificultando a adesão mecânica das células. O tratamento da superfície dos implantes com ácidos tem sido utilizado por várias empresas. Através do tipo de ácido, tempo de exposição, concentração e temperatura obtém superfícies com rugosidades homogêneas. A superfície tratada por jateamento seguido de ácido caracteriza-se com partículas aderidas após o jateamento que são uniformizadas com tratamento ácido, aumentando a rugosidade e bioadesão de células. Os implantes tratados por anodização influenciaram na rugosidade, composição química e morfologia e podem ser quantificadas em micrômetro ou nanômetro.

## BIBLIOGRAFIA

APARECIDA, A. H. et al. Estudo da influência dos íons  $K^+$ ,  $Mg_2^+$ ,  $SO_4^{2-}$ , e  $CO_3^{2-}$ , na cristalização biomimética de fosfato de cálcio amorfo (ACP) e conversão a fosfato octacálcico (OCP). *Química Nova*, Araraquara, 2007, v. 30, n. 4, p.892-896.

BEZERRA, J. História de Evolução da Implantodontia, OM, v. XII, n.5, jun 1985, p. 6-15.

BRAGA, F.J.C. et al. Estudo comparativo empregando-se torque reverso em implantes de titânio modificados por laser e recobertos com hidroxiapatita pelo método biomimético. In: 17º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 2006, Foz do Iguaçu, p.1 -12.

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

CARVALHO, B. M. et al. Tratamentos de superfície nos implantes dentários. *Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial*, 2009, v.9, n.1, p.123-130.

CASTILHO, G.A.A., MARTINS, M.D., MACEDO, A.A. Surface Characterization of Titanium Based Dental Implant. *Brazilian Journal of Physic*, 2006, v.36, p.1004-1008.

CHO, Sung-Am; PARK, Kyung-Tae. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials*, 2003, v. 24, n., p.3611-3617.

CIOTTI, D. L. et al. Características morfológicas e composição química da superfície e da microfenda implante-abutment dos implantes de dois estágios. *Implant News*, 2007, v. 3, n. 4, p.391-394.

ELIAS, C.N. et al. Diferentes superfícies dos implantes dentários. In: III CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, 2004, Campinas.

ELIAS, C. N. et al. Interações de células com diferentes superfícies de implantes dentários. *Revista Brasileira de Odontologia*, 2005, v. 62, n. 12, p.119-124, 2005.

ELIAS, Carlos Nelson et al. Variações da superfície dos implantes osseointegráveis. In: CONGRESSO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 2002, Joinville, Sc.

ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C.; FIGUEIRA, D. C. Implantes dentários com superfícies anisotrópicas e isotrópicas. *Revista Brasileira de Implantodontia*, 2005, n., p.9-12.

ELIAS, C.N.; LIMA, J.H.C.; SANTOS, M. V. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. *Revista Implant News*, 2008, v. 5, n. 5, p.467-476.

ELIAS, C.N.; MATTOS, F. R. Tratamentos das superfícies dos implantes para melhorar a qualidade e a osseointegração. In: *OSSEOINTEGRAÇÃO 20 ANOS DA EXPERIÊNCIA BRASILEIRA*, 2009, São Paulo. Visão Contemporânea da implantodontia. São Paulo: Quintessence, 2009. p.1 - 19.

ELIAS, C.N.; SERRA, L.E. Biocompatibilidade do titânio e a superfície vulcano. *Revista Brasileira de Implantodontia*, 2006, v. 3, n., p.6-11.

ELLINGSEN, J.E. et al. Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004, p. 659-666.

FERRAZ, M.P.; MONTEIRO, F.J.; MANUEL, C.M. Hydroxyapatite nanoparticles: A review of preparation methodologies. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*, 2004, p. 74-80.

FILHO, E. A. et al. Influência do espaçamento do feixe de laser Nd: YAG na obtenção de óxidos e nitretos na superfície do titânio em pressão atmosférica. *Revista Matéria*. 2009; v. 14, n. 2, p.787-794.

GEBRAN, M. P.; WASSAL, T. Avaliação in vitro da adesão de osteoblastos sobre implantes osseointegráveis com superfície tratada (Titamax II). *Revista Implant News*, 2007, v. 4, n. 1, p.79-84.

GIL, L.M. et al. A interface célula-matriz extracelular biomaterial e abiocompatibilidade de implantes de titânio. *Innovations Implant Journal - Biomaterials and Esthetics*. São Paulo, p.58-64, set/dez. 2009.

GRANATO, R. et al. Tendências atuais para aprimorar o processo de osseointegração. *Innovations Implant Journal - Biomaterials and Esthetics*. São Paulo, p. 20-26, mai/ago 2008.

GUASTALDI, F.P.S. et al. Avaliação da osseointegração em implantes dentários com superfície modificada por feixe de laser. In: *22 REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA*, 2005, Águas de Lindóia.

GUEHENNEC, L.Le et al. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Journal Dental Materials*, 2007, p. 844-854.



GUEHENNEC, L. Le et al. Osteoblastic cell behaviour on different titanium implant surface. *Acta Biomaterialia*, 2008, v. 4, n., p.535-543.

GUO, J. et al. The effect hydro fluoric acid treatment of tiO<sub>2</sub> grit blasted titanium implants on adherent osteoblast gene expression in vitro and in vivo. *Biomaterials*, 2007, v. 28, n., p.5418-5425.

JANUÁRIO et al. Avaliação da espessura e contaminantes da camada de óxido de diferentes implantes dentais. *Revista de Pós Graduação*, 2004, v.12, n.02, p.205-211.

JÚNIOR, A., CANABARRO, A.C.; MACHADO, W.A.S.; Fischer, R.G. Quantificação digital de alumina em superfícies de titânio rugosas variando o tamanho de detecção dos objetos. *Revista Periodontia*, v. 17, n. 01, p.100-104, - mar. 2007.

LIMA, J.H.C., ELIAS, C.N., MEIRELLES, L, A. A Osseointegração em Diferentes Tipos de Superfícies dos Implantes Osseointegráveis. In: Cardoso, R.J.A & MACHADO M.E.L .*Odontologia: Arte e Conhecimento*. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 2003. Cap.16, p.353-365.

KIM, H. et al. The biocompatibility of SLA -treated titanium implants. *Biomedical Materials*, 2008, v. 3, n., p.1-6.

KNABE, C. et al. In vitro investigation of titanium and hydroxyapatite dental implaant surfaces using a rat bone marrow stromal cell culture system. *Biomaterials*, 2002, v. 23, n., p.3235-3245.

MAGINI, R. S.; SCHIOCHETT, C. Históricos dos implantes: do sonho à realidade. *Revista Brasileira de Odontologia: RBO*, 1999, v. 56, n. 5, p.245-251, Set/Out 1999.

MENDONÇA, G. et al. Avaliação do comportamento de células mesenquimais humanas sobre superfícies de implantes dentários. *Revista Implant News*, 2009, v. 2, n. 6, p.137-141.

PAREDES, R.S.C.; VAZ, A.P.; SILVA, J. C. Avaliação da influência da preparação da superfície de titânio utilizado para implantes odontológicos revestidos com titânio depositado por aspensão térmica PS. In: 17 Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais. Foz do Iguaçu, 2006.

PINTO, L. E. S. C.; ELIAS, C. N.. Análise química e topográfica de implantes de titânio após tratamentos químicos de superfície. In: IV CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, 2006, Caxambu.

ROSENBERG, E. S. et al. A Comparison of Characteristics of Implant Failure and Survival in Periodontally Compromised and periodontally Healthy Patients: A clinical Report. The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants, Philadelphia, p. 873-879. jun. 2004.

SILVA, J.C. Estudo Comparativo de Superfícies de Titânio utilizadas em Implantes. 2006. 68 fls. Tese de Mestrado em Engenharia e Ciências dos Materiais – Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2006.

SILVA, M.H. Prado da et al. Recobrimentos de titânio com fosfatos de cálcio de relevância biológica pelo processo de deposição eletrólítica. Revista Matéria, 2002, v. 7.

SIMUMEK, A. et al. A six-year study of hydroxyapatite-coated root-form dental implants. West Indian Medical Journal, 2005, p. 393-397.

TAKEUCH, M. et al. Acid pretreatment of titanium implants. Biomaterials, 2003, v. 24, n., p.1821-1827.

YANG, Wei-en et al. Nano/submicron-scale TiO<sub>2</sub> network on titanium surface for dental implant application. Journal Of Alloys And Compounds, 2009, p. 642-647.

## ANEXO

### - GLOSSÁRIO DE TERMOS

**Biomecânica:** Estudo da mecânica dos organismos vivos. O osso é um tecido vivo que responde a estímulos variados. Quando submetido a estresse mecânico tende a se deformar. Esta tendência desencadeia reações fisiológicas que modificam o tamanho e a estrutura óssea

**Isotrópica:** Superfície com características morfológicas iguais em todas as direções; propriedade que caracteriza as substâncias que possuem as mesmas propriedades físicas independentemente da direção considerada

**Anisotrópica:** Superfície com características heterogêneas e com orientação preferencial de sulcos e microcavidades; característica que uma substância possui certa propriedade física varia com a direção

**Adsorção:** Adesão de moléculas de um fluido (o adsorvido) a uma superfície sólida; relação iônica.

**Absorção:** É a passagem das substâncias dos compartimentos corporais para o sangue, através de membranas; relação celular.

**Topografia:** Têm a importância de determinar analiticamente as medidas de localização, orientação, variações definindo a situação e a localização deles que podem ficar em qualquer área.

**Decapagem:** Processo sobre superfícies metálicas que visa à remoção de oxidações e impurezas inorgânicas, como as camadas de oxidação, crostas de fundição e incrustações superficiais

**Espectroscopia de Fotoelétrons:** É uma técnica de análise que permitem identificar quantitativamente, em profundidades da ordem de dezenas de nanômetros e com incerteza de fração centesimal de camada atômica, todos os elementos químicos na superfície da amostra, o ambiente químico dos elementos - seus estados de oxidação e suas concentrações relativas na amostra.

**Microscópio Eletrônico de Varredura:** É um tipo de microscópio eletrônico capaz de produzir imagens de alta resolução da superfície de uma amostra. Devido à maneira com que as imagens são criadas, imagens de MEV tem uma aparência tridimensional característica e são úteis para avaliar a estrutura superficial de uma dada amostra.

**Molhabilidade:** É a capacidade que um líquido tem de molhar uma superfície sólida em contacto. A molhabilidade é avaliada pelo ângulo de contacto do líquido com a superfície sólida.

**Anodização:** Processo de criar um filme de óxido sobre certos metais, como o titânio, por meio da imersão em um banho eletrolítico no qual o metal a anodizar é ligado ao pólo positivo de uma fonte de eletricidade, transformando-se no anodo da cuba eletrolítica.

**Nanotecnologia:** Está associada a diversas áreas de pesquisa e produção na escala nano (escala atômica). O princípio básico da nanotecnologia é a construção de estruturas e novos materiais a partir dos átomos.

**Biomimética:** É uma área da ciência que tem por objetivo o estudo das estruturas biológicas e procura estimular novas idéias para finalmente produzir sistemas sintéticos similares aos encontrados nos sistemas biológicos. Representa uma gigantesca base de dados de soluções inspiradas em sistemas biológicos para a resolução de problemas de engenharia e de outros campos da tecnologia.