

**LISTA DE ABREVIATURA**

$\mu\text{m}$  - Micromilímetro  
Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - Óxido de alumínio  
ALP - Fosfatase Alcalina  
BSP - Sialoproteína óssea  
Ca - Cálcio  
CaP - Fosfatp de Cálcio  
F - Fosfato  
H<sub>2</sub> - Hidrogênio  
H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> - Ácido sulfúrico  
HA - Hidroxiapatia  
HCl - Ácido clorídrico  
HCl- Ácido clorídrico  
H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> - Ácido sulfúrico  
HF - Ácido fluorídrico  
HF- Ácido nítrico  
HNO<sub>3</sub> - Ácido fluorídrico  
HNO<sub>3</sub> – Ácido Nítrico  
Mg - Magnésio  
mm - Milímetro (Unidade de medida)  
O<sub>2</sub> - Oxigênio  
OMA - Oxidação anódica ou oxidação por micro-arco  
P - Fósforo  
RA - Rugosidade de superfície média  
Runx2 –  
S - Enxofre  
SPH - Spray Plasma de Hidroxiapatita  
SPT - Plasma com partículas de titânio  
SLA –  
Ti - Titânio  
Ti cp - Titânio comercialmente puro  
TiAl6V4 -  
TiO<sub>2</sub> – Óxido de titânio  
TPS – Titânio Plasma Spray

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIG. 1.</b> Representação esquemática da osteogênese à distância e da osteogênese de contato.....	14
<b>FIG. 2.</b> Representação esquemática da interação - célula - superfície de um biomaterial.....	15
<b>Fig. 3.</b> Imagem Superfície usinada.....	19
<b>Fig. 4.</b> Superfície tratada por ataque ácido.....	20
<b>Fig. 5.</b> Tratamento por Jateamento de Partículas.....	21
<b>Fig. 6.</b> Superfície tratada por Jateamento, associada ao ataque ácido.....	22

# RESPOSTA ÓSSEA FRENTE AOS QUATRO PRINCIPAIS TIPOS DE TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS

## BONE RESPONSE TO FRONT FOUR TYPES OF DENTAL SURFACE IMPLANTS

### **RESUMO:**

Dentre as várias características dos implantes a topografia da superfície é reconhecida como fator capaz de alterar a resposta das células dos tecidos adjacentes modificando a migração, inserção, proliferação e síntese de colágeno no local, determinando assim o tipo de tecido que será obtido na interface osso-implante e sua integração. As modificações no desenho do corpo e na superfície do implante têm sido sugeridas para aumentar o sucesso em ossos menos densos por uma melhor ancoragem e uma maior área de superfície para a distribuição das cargas oclusais. O presente estudo revisa e discute as quatro diferentes superfícies de implante citadas na literatura, usinado, ataque ácido, jateamento e jateamento com ataque ácido, assim como seus efeitos na qualidade da osseointegração, na biomecânica da distribuição de forças e no sucesso em longo prazo. O estudo demonstrou que os implantes com superfície rugosa apresentam uma maior área de contato osso-implante e melhores características biomecânicas. Estas características da superfície do titânio, além de aperfeiçoar o procedimento, permitiram a colocação dos implantes em função mais precocemente.

**Palavras-chave:** Implantes. Proliferação celular, tratamento de superfície.

## 1. INTRODUÇÃO

A bioengenharia tecidual tem como finalidade a reconstituição ou regeneração de tecidos ou órgãos sendo que o desenvolvimento e aprimoramento dessas áreas têm impulsionado o avanço das indústrias de implantes médicos e odontológicos SOUZA, DECHINI, SOUZA MARIA, 2000 . A capacidade desses implantes em suportar as diversas cargas, dependem de diversos fatores tais como a técnica cirúrgica, condições sistêmicas do indivíduo, disponibilidade e qualidade do tecido ósseo. Sendo que os reais mecanismos envolvidos na osseointegração não são ainda totalmente conhecidos ELIAS, LIMA, SANTOS, 2008. O titânio comercialmente puro é o principal material empregado para esta aplicação, pois apresenta biocompatibilidade e boa resistência mecânica NAGEM FILHO et al., 2007.

Atualmente os implantes osseointegráveis apresentam uma boa opção reabilitadora tanto do ponto de vista funcional quanto estético do paciente, contudo a anatomia local adversa e o tempo para osseointegração são fatores que devem ser considerados para tal indicação. Frente a isso o tratamento da superfície do implante tem por finalidade melhorar a fixação do implante acelerando o processo de neoformação óssea NAGEM FILHO et al., 2007.

As qualidades biológicas dos implantes dependem das propriedades químicas, físicas, mecânicas e topográficas da suas superfícies, essas diferentes propriedades interagem entre si, influenciando as atividades osteoblásticas ao redor dos implantes AWAD, FIGUEREDO 2007. A busca constante por condições que favoreçam a neoformação óssea ao redor dos implantes tem estimulado cada vez mais as indústrias a desenvolverem diferentes tipos de tratamentos de superfície para os implantes de titânio. O tipo de tratamento de superfície influencia a adesão, diferenciação e morfologia celular na interface do implante AWAD, FIGUEREDO 2007.

Espera-se que as superfícies com micro/ macro/ nano topografias promovam osteocondução por proporcionar uma maior área de superfície para adesão das fibrinas, e também por apresentar características de superfície que favoreçam tal adesão. Essas superfícies também potencializam a ativação plaquetária, a qual produz altos gradientes de citocinas e fatores de crescimento através dos quais leucócitos e células osteogênicas irão penetrar no sítio de cicatrização (DAVIES,2003).

Este trabalho tem por objetivo, através de uma revisão de literatura, apresentar os quatros tipos de tratamento de superfície dos implantes mais comercializados no Brasil, discutindo suas características e sua capacidade de acelerar e ao mesmo tempo propiciar qualidade no processo de osseointegração.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Wennerberg e Albrektsson 2009 em sua revisão sistemática avaliaram os quatro sistemas de implantes orais mais vendidos no mundo, com seus tratamentos de superfícies respectivamente. Os autores apresentaram dados de cada superfície e descreveram resumidamente seus resultados clínicos.

Carvalho e colaboradores em 2009 classificaram os implantes quanto a sua composição em: titânio e zircônia, dentre outros materiais e quanto a sua superfície, em usinada, macrotexturizada, microtexturizada, nanotexturizada e biomiméticas. As superfícies macrotexturizadas podem ser produzidas por processo de adição *spray* de plasma e titânio- SPT- ou de hidroxiapatita ou subtração através de jateamento com partículas de vários diâmetros. As superfícies microtexturizadas são obtidas pelo ataque ácido, tratamento este que também pode ser realizado após o jateamento, como é o caso da superfície SLA® (*sand blasted large grit and acid etched surface*), lançada no mercado pelo *Institut Strauman*, Waldenburg, Suíça (1994). Este tipo de tratamento combina a macro com a microtextura. Já as superfícies nanotexturizadas ou nanotecnologia, que são as estruturas mais novas no mercado, tem sido definida como uma superfície que apresenta topografia característica com magnitude de 100nm ou menos.

O conceito de aumento da área de contato através da texturização de superfície veio da necessidade de se melhorar o processo de osseointegração, principalmente nos casos onde anteriormente os implantes não apresentavam bons resultados, como em áreas de baixa qualidade óssea. Assim busca-se uma superfície mais rugosa e, conseqüentemente, aumento da área de contato entre metal e osso. A resposta a qualquer tipo de biomaterial instalado em tecido vivo irá depender não somente do material, mas também de sua qualidade estrutural tal como textura, porosidade e interconectividade dos poros entre outros ELIAS; LIMA, 2001.

A composição química e a topografia afetam fortemente a resposta do osso frente à superfície de um implante, exercendo uma influência na interação das células osteogênicas GOENÉ, TESTORI, TRISI, 2007. Atualmente a indústria vem desenvolvendo várias pesquisas visando melhorar a interface implante-osso e como consequência temos hoje no mercado uma grande variedade de modificações nas superfícies dos implantes VIEIRA, 2007.

## **2.1 Histofisiologia do tecido ósseo**

O organismo contém células que estão programadas para converter-se em células formadoras de osso (osteoblastos). Tais células são chamadas células progenitoras ósseas ou células osteogênicas, as quais se originam a partir de células mais primitivas, as células mesenquimais indiferenciadas. Quando há necessidade de regeneração óssea, as células progenitoras se diferenciam em osteoblastos, que finalmente sintetizam a matriz óssea. Após a formação dos osteoblastos, há emissão de seus prolongamentos citoplasmáticos, criando espaços intercelulares entre eles, e estes darão início então a produção e secreção da matriz orgânica – colágeno, proteoglicanos, glicoproteínas, osteocalcina, osteonectina, dentre outras, nesses espaços. Após a formação da matriz osteóide, inicia-se o processo de mineralização através da deposição de íons cálcio e fósforo na forma de hidroxiapatita ELIAS, LIMA, 2001.

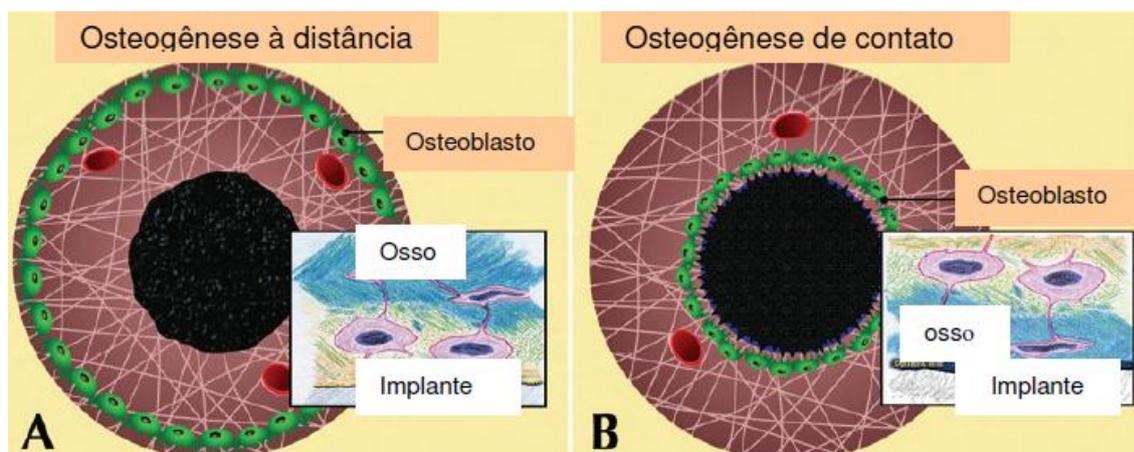
Davies, 2003, afirmou que os osteoblastos são as únicas células capazes de sintetizar a matriz óssea, a partir daí o crescimento ósseo ocorrerá apenas por aposição, ou seja, deposição de matriz em uma superfície óssea pré-existente ou na superfície de um implante bioativo.

No processo de formação óssea ao redor do implante, vale a pena ressaltar dois tipos de processo: osteogênese por contato e osteogênese à distância.

Na osteogênese à distância, o osso é neoformado na superfície do osso pré existente, em direção a superfície do implante. Este se torna, num segundo momento

rodeado pelo osso neoformado. Segundo Sul, 2003, a cicatrização ao redor dos implantes usinados ocorre através desse processo de mineralização gradual do osso em direção ao implante. As células em contato com a superfície permitem a mineralização óssea, mas o titânio não age como indutor, sendo assim mais lento o tempo de cicatrização desses implantes.

Na osteogênese de contato, o osso neoformado primeiramente na superfície do implante, logo, esta superfície tem que ser colonizada por células osteogênicas antes que a formação da matriz tenha se iniciado OSBORN, NEWSELY , 1980. O fenômeno da osteogênese de contato está intimamente ligado ao fenômeno da osteocondução e conseqüente formação óssea DAVIES, 2003. Promover a osteogênese de contato através de tratamentos de superfícies de implantes que possivelmente as tornem osteoindutoras tem se mostrado como um dos maiores desafios da ciência dos materiais, visto que essas superfícies forneceriam maior área de adesão para fibrinas, favorecendo a adesão de células e assegurando a estabilidade precoce dos implantes, podendo então ser utilizadas com maior sucesso em ossos de pior qualidade ou em áreas de regeneração óssea DAVIES, 2003.



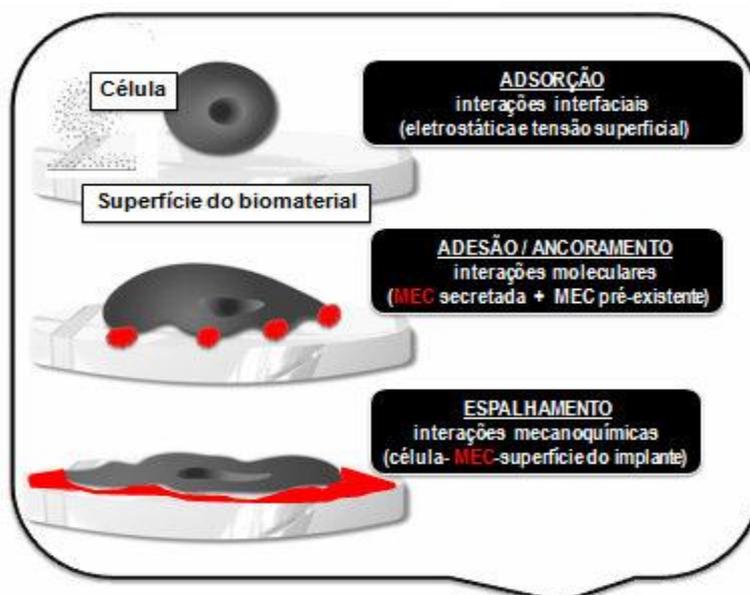
**FIG. 1.** Representação esquemática da osteogênese à distância e da osteogênese de contato.

**FONTE:** DAVIES, 2003.

## 2.2 Interação dos osteoblastos com a superfície do titânio

A adsorção celular é o processo pelo qual as células interagem intimamente ou não com os substratos biológicos, única e exclusivamente pela ação de forças interfaciais, eletrostáticas e brownianas VAN OSS, 1990. O passo inicial do processo de adesão é a fixação celular, ou seja, a formação de interações específicas receptor-ligante sendo que a adesão celular clássica só ocorre quando há o disparo de pelo menos uma cascata de sinalização que terá como objetivo algum tipo de regulação gênica e, eventualmente, modificação fenotípica por parte da célula em questão MENEZES, 2003.

KASEMO & LAUSMAA 92 relataram a importância do reconhecimento das diversas superfícies pelas células. A partir do momento em que ocorre a identificação do biomaterial pela mesma, a sua morfologia é alterada e este espalhamento celular faz parte do processo de maturação da própria célula, sendo responsável por sua adesão à superfície do implante através dos receptores transmembrana (integrinas).



**FIG. 2.** Representação esquemática da interação célula - superfície de um biomaterial. **Fonte:** GIL et al. 2009.

## 2.3 BIOMATERIAIS

Conceitualmente biomaterial é qualquer elemento natural ou sintético, que possa ser empregado na substituição completa ou parcial de qualquer tecido, órgão ou função do corpo HELMUS & TWEDEN, 2005. As pesquisas sobre biomateriais têm como objetivo o desenvolvimento de compostos que induzam uma cicatrização dos tecidos interfaciais, de forma rápida, controlada, guiada e previsível BRUNSK & PULEO, , 2000, porém, as reações induzidas pela introdução de um material podem variar amplamente, dependendo das características desses elementos.

Tengvall & Lundstrom 02, apresentaram alguns pré-requisitos desejáveis para que um biomaterial seja aplicado tanto nos tecidos duros como ossos e dentes quanto nos tecidos moles como mucosa, conjuntivo. Este deve ter biocompatibilidade, textura de superfície compatível com a adesão celular, resistência à corrosão, biofuncionalidade, bioadesividade, prevenir adesão bacteriana, além de baixo custo e facilidade de processamento. Dessa forma sua superfície deve ser tratada de tal maneira que induza as células indiferenciadas a se diferenciarem no tecido desejado e induzam as células já diferenciadas a terem a adequada resposta fisiológica GIL, et al. 2009.

Nagem Filho em 2008 afirmou que os biomateriais são classificados de acordo com a sua origem, mecanismo de ação e comportamento fisiológico. Quanto à origem podem ser metálicos, cerâmicos ou polímeros. Podem também ser classificados pelo tipo de resposta biológica que induzem nos tecidos aos quais estão implantados, sendo diferenciados como biotolerados, bioinertes e bioativos. Materiais biotolerados são aqueles que, quando implantados, não são necessariamente rejeitados pelos tecidos vivos, mas também não permitem a aposição óssea em sua superfície, sendo envolvidos por uma camada de tecido fibroso. Já os bioinertes permitem a aposição óssea sobre suas superfícies, favorecendo a osteogênese de contato. E por fim os bioativos, além de permitirem a formação óssea sobre a sua superfície, promovem uma interdifusão de íons formando uma união química ao longo da interface com o tecido vivo. Os materiais bioinertes e bioativos são também chamados de

osteocondutores, o que significa que podem atuar como arcabouços permitindo a atividade osteoblástica durante a formação gradual do novo osso SYKARAS *et al.*, 2000.

Os diferentes níveis de biocompatibilidade reforçam o fato de que nenhum material é completamente aceito pelo organismo do receptor, portanto, controlar as características da superfície dos biomateriais significa controlar a resposta biológica SYKARAS *et al.*, 2000.

## 2.4 Rugosidade

Antigamente, as normas de metrologia da superfície utilizada nos artigos publicados variam muito, o que inviabiliza qualquer tentativa de uma revisão sistemática sobre a importância da rugosidade superficial na cicatrização óssea (Shalabi *et al.*, 2006), em outras palavras, o que é chamado de "áspero, irregular, rugoso" em um artigo pode ser chamado de "liso, regular, polido" em outros, e as conclusões são, portanto, difíceis (Wennerberg e Albrektsson 2009).

Na tentativa de minimizar essas variações metrológicas, Wennerberg e Albrektsson, 2009, criaram uma forma de padronizar e avaliar os níveis de rugosidade. Através de um microscópio de força anatômica foi realizada a leitura ao redor de todo implante, gerando um gráfico. À partir da interpretação deste gráfico, gerou-se duas variáveis: Ra / Sdr. Ra (rugosidade média) é o desvio de altura média, um parâmetro de amplitude. Sdr é a quantidade de irregularidades, que é dada através de porcentagem.

Considerando o que a rugosidade influencia na resposta óssea, Elias, *et al.* 2007 realizou um estudo levando em consideração a interação das células e tecidos com a rugosidade dos implantes. Apriori, espera-se que o aumento da área superficial do implante (rugosidade), aumente o número de sítios para as células se ligarem, facilite o crescimento dos tecidos e aumente a estabilidade mecânica Pinto & Elias, 2005. Porém, isto não é uma regra geral. Fibroblastos evitam as superfícies rugosas e

se acumulam em regiões mais lisas. Em contrapartida, macrófagos exibem rugofilia, ou seja, preferem superfícies rugosas Elias & Lima 2001. As células epiteliais são mais atraídas por superfícies rugosas do que por superfícies lisas, assim como células osteoblásticas aderem com maior facilidade a superfícies rugosas como as encontradas em implantes comerciais tratados com jateamento do que em superfícies polidas, então o nível de rugosidade deve ser controlado porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação. Se a superfície possuir rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderá ocorrer ausência dos sítios de fixação. Por outro lado, se o implante possuir grandes número de picos ou vales mas, estes possuem superfícies lisas, as células, igualmente, não poderão se fixar ZINGER *et al.*, 2005.

## **2.5 Tratamentos de superfícies do titânio**

Na última década, foram realizados trabalhos com o objetivo de alterar as propriedades físico-químicas das superfícies do titânio e suas ligas no intuito de aumentar a bioatividade e estabilidade dos implantes SUL *et al.*, 2006. O aumento da bioatividade da superfície acelera as reações com o meio biológico, reduz o tempo de cicatrização, acelera o processo de osseointegração e forma uma interface mais resistente através da obtenção de uma maior área de contato osso-implante e uma possível união química de sua superfície com o tecido ósseo. Nesse contexto, seria possível a instalação e carregamento precoce das próteses sobre os implantes (SUL, *et al.*, 2006).

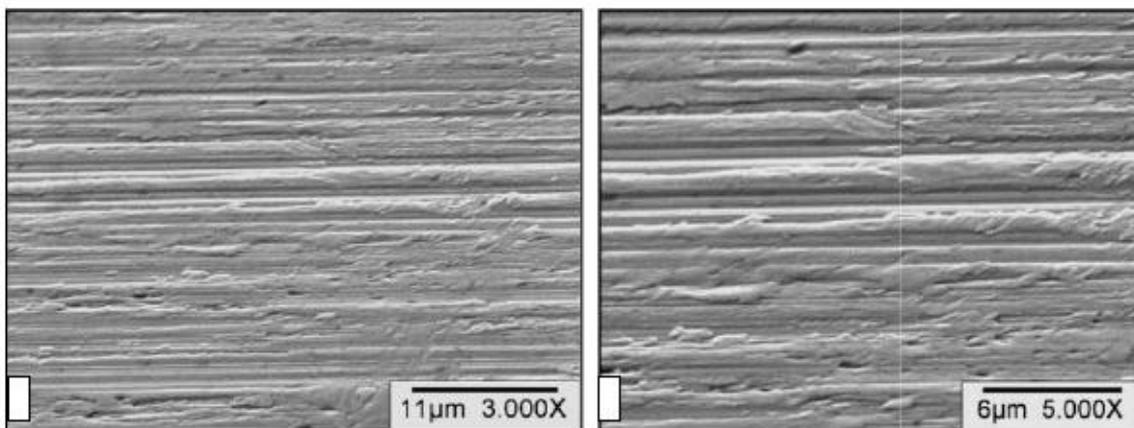
Vários processos de modificação das superfícies têm sido desenvolvidos, ou por modificação da topografia ou por alteração na composição química ou por ambos. Segundo Wennerberg, *et al.*, 2003, a mudança adequada na rugosidade deixa a superfície sem uma direção preferencial, como ocorre nos implantes usinados, facilitando assim o espalhamento das células osteogênicas em todas as direções podendo assim apresentar melhores resultados em relação à força de ancoragem e

travamento mecânico nos estágios iniciais da osseointegração. A este tipo de superfície chamaram de isotrópica Elias *et al.*, 2002.

### 2.5.1 Superfície usinada

Os implantes dentários usinados passam por processo de limpeza, descontaminação e esterilização. As ranhuras superficiais direcionam o crescimento das células esparramadas e somente naquele sentido, as estrias da superfície usinada seguem o sentido do corte, dificultando o espalhamento das células, se tornando uma superfície anisotrópica Elias *et al.*, 2002.

Elias *et al.*, 2004 relataram que o implante usinado permite o processo de mineralização do osso em direção ao implante, mas não possui uma superfície osteoindutora.



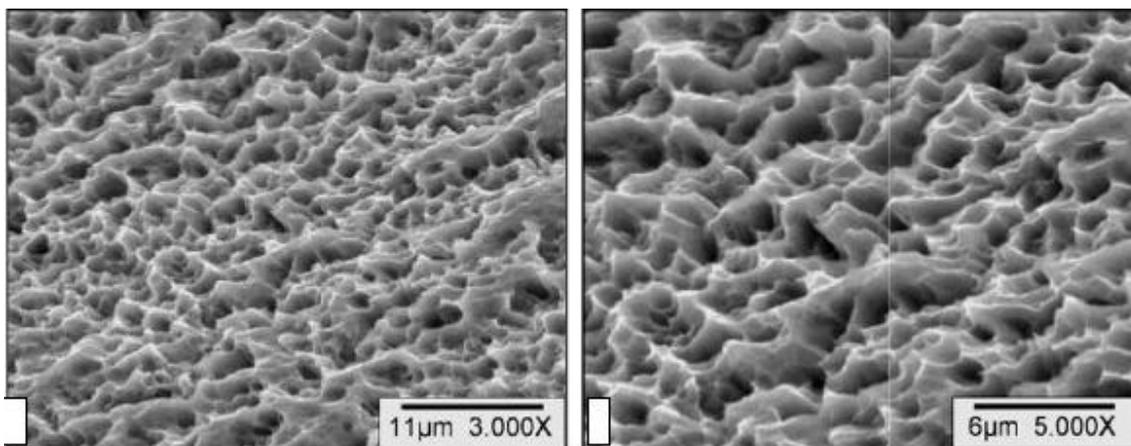
**Fig. 3.** Imagem Superfície usinada.

FONTE: Elias *et al.*, 2002.

### 2.5.2. Ataque ácido

O tratamento ácido foi o primeiro método de subtração utilizado, podendo ser efetuado por uma mistura de Acido Clorídrico e Acido sulfúrico ( $\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$ ) ou uma solução acida a 2% de Acido clorídrico e 10% de Acido Nítrico ( $\text{HCl}/\text{HNO}_3$ ). Esse condicionamento ácido causa diferentes graus de corrosão nos implantes e modifica a sua superfície promovendo aumento da rugosidade. Sykaras e colaboradores no ano de 2000 afirmaram que a depender da concentração do ácido e tempo de exposição é possível se obter com o mesmo tratamento químico, tanto depressões grandes quanto rugosidades pequenas.

Ciotti e colaboradores em 2007 afirmaram que implantes que recebem tratamento de superfície por duplo ataque ácido promovem alterações micromorfológicas da sua superfície, aumentando a sua área de contato entre o osso mineralizado e o implante, tornando a superfície rugosa, aumentando assim a resistência ao torque de remoção e favorecendo a deposição óssea.

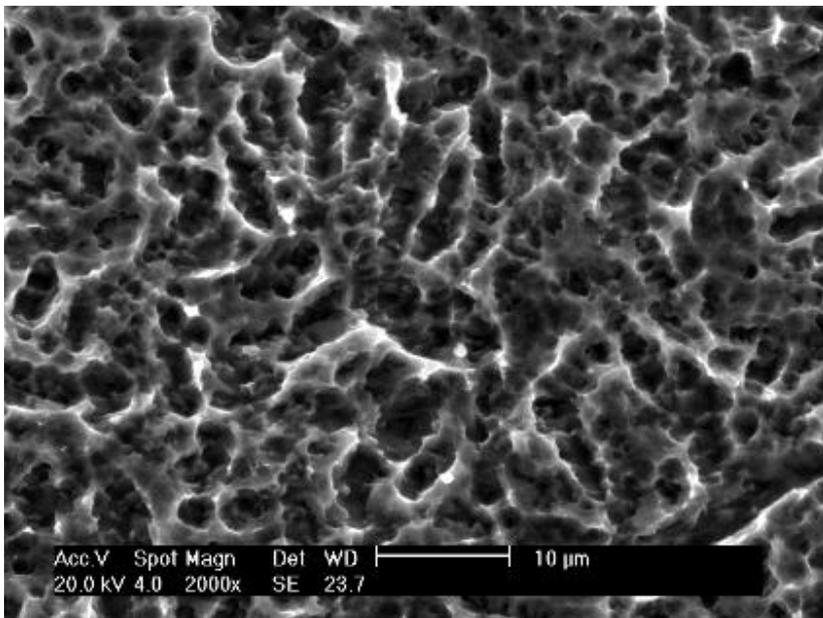


**Fig. 4.** Superfície trada por ataque ácido.

FONTE: Elias *et al*, 2002.

### 2.5.3. Jateamento de partículas

Neste método de tratamento de superfície por subtração ocorre um jateamento de partículas de vários diâmetros para macro texturização superficial, onde a superfície do implante é bombardeada por partículas de óxido de alumínio, óxido de titânio, silício, etc, que por abrasão promove uma superfície com ranhuras irregulares com rugosidades que variam de acordo com o tamanho e formas das partículas e também pelas condições do jateamento como pressão, distância do bico do jato a superfície do implante e duração do processo, a rugosidade média pode variar de 1.2 a 2.2  $\mu\text{m}$  Carvalho *et al.* 2009.



**Fig. 5.** Tratamento por Jateamento de Partículas.

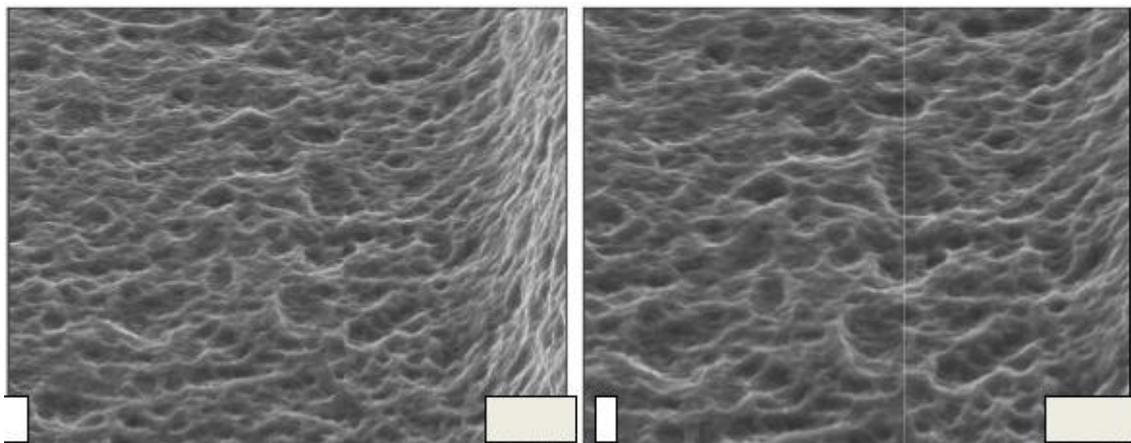
**FONTE:** MATERIAL INSTITUCIONAL NEODENT

### 2.5.4. Jateamento associado ao ataque ácido

Guo e colaboradores em 2007 relataram que a superfície dos implantes tratados com jateamento ( $\text{TiO}_2$ ) / ácido fluorídrico (HF) resultam em uma superfície com propriedades osteoindutoras, o que aumenta significativamente a quantidade de

células aderidas e os 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) teve efeitos benéficos sobre a biocompatibilidade e formação óssea ao redor dos implantes. Embora tivesse ocorrido uma ligeira diminuição no valor Sa e Sdr após o tratamento por jateamento/ ataque ácido.



**Fig. 6.** Superfície tratada por Jateamento, associada ao ataque ácido.

**FONTE:** ELIAS *et al* 2002.

### 3. DISCUSSÃO

Vários trabalhos foram realizados buscando uma comparação dos diferentes métodos de tratamento de superfície dos implantes osseointegrados. Estudos *in vitro*, estudos *in vivo* e estudos clínicos longitudinais procuram avaliar o quanto essas modificações superficiais podem afetar no mecanismos de formação óssea.

Dentre muitos materiais possíveis, o titânio é atualmente considerado o material de escolha para a confecção dos implantes osseointegrados devido a sua ótima aceitação biológica pelo osso. O alto grau de biocompatibilidade é atribuído, em parte, à estável camada de óxido de titânio que facilita a deposição e adesão da matriz extracelular na interface osso-implante. A composição e estrutura da camada oxidada, por sua vez, depende da técnica utilizada para o condicionamento da superfície implantar.

Focando especificamente na fase óssea, pôde-se perceber nas duas últimas décadas um interesse constante no estudo das variáveis que influenciam o grau de deposição óssea nas superfícies implantares.

Amarante & Lima 2001 investigaram inúmeras variáveis e demonstraram que dentre 12 parâmetros estudados em fêmures de cães, somente as características das superfícies desempenhavam um papel relevante na osseointegração dos implantes. As características analisadas envolveram módulo elástico dos materiais, textura das superfícies, assim como suas composições.

À medida que algumas publicações passaram a acusar fracassos significativos dos implantes com superfícies lisas, quando instalados em maxilares com pouca altura de rebordo alveolar e com baixa densidade óssea (osso tipo IV), incrementou-se a pesquisa e o desenvolvimento das superfícies texturizadas.

Buser e colaboradores no ano de 2008, em um estudo retrospectivo, 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. Em estudo prospectivo, GUIMARÃES, 2010 confirmaram esses resultados

As análises biomecânicas e histomorfométricas são as mais comumente realizadas (WONG, *et al.* 1995; CORDIOLI, *et al.*,2000). No estudo de Wong e colaboradores em 1995, implantes com superfícies jateadas, atacadas por ácido e revestidas com hidroxiapatita foram instalados em tíbias de cobaias e após doze meses, as superfícies foram comparadas para obter uma correlação entre a rugosidade e a resistência à força de remoção por tração, além de avaliar o percentual de contato osso-implante obtido em cada superfície. Os resultados demonstraram uma correlação positiva entre a rugosidade e a força de remoção, além de demonstrarem superioridade da superfície de hidroxiapatita em termos de contato ósseo e resistência à força de cisalhamento para remoção, em comparação as demais superfícies estudadas.

Já no trabalho de Cordioli e colaboradores em 2000, em que também foram feitas análises histomorfométricas e biomecânicas da resposta óssea a quatro tipos de topografias superficiais de implantes dentários: usinado, jateado, plasma *spray* de titânio (TPS®) e ataque ácido. O valor de torque reverso foi maior no grupo tratado com ataque ácido, e menor no usinado. Pode concluir que a superfície jateada e submetida ao ataque ácido apresenta uma fixação biomecânica precoce, e que a porcentagem de contato osso-implante não deve ser considerada um parâmetro para comparar superfícies.

Ainda com relação à rugosidade, diferente dos achados de Wong e colaboradores em 1995 estudo realizado por Johansson de colaboradores, realizado em 2003, demonstrou que superfícies tratadas com fluoretos se revelaram mais lisas que as superfícies jateadas, todavia as primeiras mostraram outras características

importantes para a osseointegração, como por exemplo, a maior capacidade de ligação calcio-fosforo a superfície, o que poderia indicar, segundo o autor, um aumento da capacidade da superfície em reagir com tecidos calcificados e criar uma integração entre o osso e o implante. Nessa mesma linha Pinto e Elias em 2006 realizaram alterações na superfície do titânio através de soluções contendo cálcio, sódio, fósforo e flúor, empregando-se a oxidação anódica e a imersão química, seus resultados mostraram que o tratamento químico das superfícies reduziu a rugosidade, porem proporcionou melhores resultados *in vivo* dessas superfícies, quando comparadas às superfícies com ataque ácido, utilizadas como controle.

A partir de um ensaio *in vitro*, realizado por CAMARGO 2002 destacou-se uma promissora superfície denominada SLA, tratada com jatos de areia (partículas pequenas) seguida de ataque ácido. Nesse ensaio, parafusos corticais de 4,5 x 12 mm com diferentes características físico-químicas de superfície foram inseridos em tíbias de carneiros com um torque padrão de 1 nm. Após diferentes períodos de osseointegração, as forças de torque necessárias para a remoção dos implantes foram avaliadas. Um considerável aumento de força de cisalhamento (5 a 7 vezes mais forte que os demais) foi detectado nos implantes com superfícies de SLA e TPS. Os resultados demonstraram que tanto a rugosidade como o tratamento químico das superfícies podem influenciar bastante a força superficial de cisalhamento (resistência oferecida à remoção).

Um significativo aumento na retenção óssea foi observado nos implantes tratados com jateamento de partículas de dióxido de titânio (TiO<sub>2</sub>), com excelentes resultados clínicos após 5 anos de carga Ivanoff et al mostraram que a texturização de superfície criada por jateamento levou a um maior contato osso-implante em comparação com a superfície usinada. Contudo, Cordioli et al. não encontraram diferenças significantes nos valores de contratorque e de contato osso-implante entre implantes com superfícies jateada, maquinada e SPT, provavelmente justificado pelo fato de o experimento ter sido realizado em osso tipo I e ter sido deixado por um longo período de cicatrização.

Autores como Buser *et al.* 1991, Jansen, *et al.* 1998, MISCH, 1999, UEHARA, TAKAOKA & ITO em 2004, concordam que a superfície com deposição por plasma *spray* de hidroxiapatita (HA) obteve os maiores percentuais de contato osso-implante nas análises histológicas em comparação com outras superfícies. Por outro lado afirmaram que a adesão de HA (denominado revestimento bioativo de primeira geração) ao substrato metálico é fraca, pois ocorre apenas travamento mecânico entre a cobertura cerâmica e o óxido de titânio, possibilitando a ocorrência de laminação de partículas da superfície quando o dispositivo é submetido a cargas mecânicas durante a mastigação.

Nesta mesma linha de estudo Carvalho e colaboradores em 2009 relataram que falhas como o descolamento da hidroxiapatita bem como exposição das roscas do implante no meio bucal e conseqüente infecção (periimplantite) foram responsáveis pelo declínio do uso desse tipo de tratamento de superfície de implantes dentários. Ainda Simunek e colaboradores em 2005 observaram que a taxa de sucesso de implantes revestidos com hidroxiapatita foi comparável com os dados apresentados na literatura.

MENDONÇA *et al.*, 2009 relataram que modificações na superfície dos implantes por agentes físicos associados com alterações químicas, através de íons, células ou biomoléculas em escala nanométrica favorecem o processo de osseointegração, e afirmaram que o ácido hidrófluorídrico e o fosfato de cálcio são os nanomodificadores de superfície dos implantes dentários disponíveis atualmente para uso clínico.

#### **4. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Com base na revisão da literatura tratada no presente estudo, pode-se concluir que:

1- a literatura científica é consensual de que é possível modular positivamente a resposta biológica, através da modificação das propriedades físico-químicas das superfícies dos implantes de titânio;

2 - o tratamento de superfície dos implantes permite colocá-los em função mais precocemente, inclusive em ossos de densidade inferior;

3- todos os métodos de tratamento de superfície relatados pela literatura abordada neste trabalho, promovem osseointegração, porém com características diferentes.

4 – Não existe co-relação entre aumento de rugosidade x aumento da osteointegração, sabe-se que outros eventos que ainda não estão totalmente elucidados, influenciam diretamente o nível de neoformação óssea ao redor do implante, como interações bioquímicas, forças de ligações químicas...

5- devido a quantidade de informações relativa ao tratamento de superfície são necessários mais estudos específicos e transdisciplinares os quais englobem a fisiologia celular, engenharia química e a metalurgia de materiais com o objetivo de avaliar o comportamento celular frente aos novos tipos de superfícies.

## ABSTRACT

Among various implant characteristics, its surface topography is recognized as a factor which is capable of changing the response of cells from surrounding tissues by modifying migration, integration, proliferation and collagen synthesis in the area, determining the type of tissue that is obtained from the bone-implant interface and its integration. The modifications in body design and implant surface have been suggested to increase success in less dense bones and also to obtain a better anchorage and greater surface area for the distribution of occlusal loads. This paper reviews and discusses the different implant surfaces mentioned in literature as well as their effects on quality of osseointegration, on the biomechanics of force distribution and long-term success. The study showed that implants with rough surface have a larger area of bone-implant contact and better biomechanical characteristics. These characteristics of the titanium surface, besides allowing a more accurate procedure, also allow the placement of implants in function sooner.

**Keywords:** Implants, Cell proliferation, Surface treatment.

## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALBREKTSSON, T.; BRANEMARK, P. I.; HANSSON, H. A.; KASEMO, B.; LARSSON, K.; LUNDSTRON, I.; MCQUEEN, D. H.; SKALAK, R. The interface zone of inorganic implants in vivo: titanium implants in bone. *Ann. Biomed. Eng.*, v. 11, p. 1-27, 1983.
2. AMARANTE, E. S.; LIMA, L. A. Otimização das superfícies dos implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido-estado atual. *Pesq. Odontológica Brasileira*, v.15, n.2, p. 166-73, 2001.
3. ARAUJO, M. A. R. Avaliação do crescimento quantitativo de osteoblastos sobre diferentes tipos de superfícies - Dissertação (Mestrado em implantodontia) – Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2006.
4. AWAD J.; FIGUEREDO, L. Avaliação longitudinal da utilização do metronidazol associado à amoxicilina no tratamento das perimplantites. [Tese] Centro de pós- graduação, pesquisa e extensão, Guaralhos 2007.
5. BRÅNEMARK P-I, ADELL R, BREINE U, HANSSON BO, LINDSTRÖM J, OHLSSON A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. v. 3, n. 2, p.81-100, 1969.
6. BRUNSK, J. B.; PULEO, D. A.; NANJI, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int. J oralmaxillofac Implants*, v.15, n.1, p.15-46. 2000.
7. BUSER, D.; SCHENK, R. K.; STEINEMANN, S.; FIORELLINI, J. P.; FOX, C. H.; STICH, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. v. 25, p. 889-902, 1991.
8. BUSER, D.; NYDEGGER, T.; HIRT, H. P.; COCHRAN, D. L.; NOLTE, L. P. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Maxillofac Implants* v. 13, p. 611-19, 1998.

9. CAMARGO, L. O. A. Avaliação clínica prospectiva de implantes não submersos com tratamento de superfície de jateamento de areia e ataque ácido (SLA) submetidos à carga após 6 semanas da cirurgia de instalação. [tese]. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2002.
10. CARVALHO, B. M.; PELLIZER, E. P.; MORAES, S. L. D.; FALCON-ANTENUCCI, R. M.; FERREIRA JUNIOR, J. S. **Tratamentos de superfície nos implantes dentários. Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac,** Camaragibe v.9, n.1, p. 123 - 30, 2009.
11. CIOTTI, D.L; JOLY, J. C.; SILVA, R. C.; CURY, P. R. Características morfológica e composição química da superfícies e da microfendas implante-abutment dos implantes de dois estágios. **Implant News,** v.3, n. 4, p. 391-94, 2007.
12. CORDIOLI, G.; MAJZOUN, Z.; PIATELLI, A.; SCARANO, A. Removal torque and histomorpometric investigation of 4 different titanium surface: an experimental study in the rabbit tibia. **Int. J. Oral Maxilloface. Implants.** v. 15, p.668-74, 2000.
13. DAVIES, J.E. Understanding peri-implant endosseous healing. **Journal of Dental Education,** v.67, n.8, p. 932- 49, 2003.
14. ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C. Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação / Importance of quality of osseointegrated implants surface in biofixacion - **Rev. bras. Implant;** v.7, n.1, p. 21-5, 2001.
15. ELIAS, C. N.; LIMA, J. H.C.; SILVA. F.C.; MENEZES G. C. Diferentes superfícies dos implantes dentários. In III Congresso Latino Americano de Órgãos artificiais e biomateriais, Campinas, SP. 2004.
16. ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C.; SANTOS, M. V. . Modificações na superfície dos implantes dentários “pesquisa básica ã aplicação clínica. **Revista ImplantNews.** v. 8, n.2, p. 467- 74, 2008.

17. GIL, L. M.; LADEIRA, T. C.; MENEZES, G. C.; SILVA-FILHO, F. C. The cell-extracellular matrix- biomaterial interface and the biocompatibility of titanium implants. **Innow. Implant J**, v. 4, n. 3, p. 58-64, 2009
18. GOENÉ, R.J.; TESTORI, T.; TRISI, P. Influence of a nanometer-scale surface enhancement on de novo bone formation on titanium implants: a histomorphometric study in human maxillae - **Revista Int J Periodontics Restorative Dent**. v. 27, n, 3, p. 211-9, 2007.
19. GRAVINA, P.A. Biomimetização de diferentes superfícies de titânio com fibronectina [tese]. Instituto Militar de Engenharia do Rio de Janeiro, 2010.
20. GUIMARÃES, M. Beck. Avaliação da influência de diferentes superfícies adesão e proliferação de osteoblastos humanos – Tese (Mestrado em prótese dentaria) - pontifícia universidade católica do rio grande do sul, 2010.
21. HELMUS, M. N.; TWEDEN, K. *Encyclopedic Handbook of Biomaterials, Materials selection for medical devices, ed Wise Donald (Marcel Dekker, Inc, New York) chap. 2*, 1995
22. HOSTNER, C. On the bone response to different implant texture, a 3D analysis of roughness, wavelength and surface pattern of experimental implants. PhD dissertations, Goteborg University, 2001.
23. JANSEN, O. T.; SHULMAN, L. B.; BLOCK, M. S.; IACONO, V.J. Report of the sinus consensus conference 1996. **Int. j oral maxillofac implants**. v. 13, p 11-45, 1998.
24. JOHANSSON, C. B.; WENNERBERG, A.; HOLMEN, A.; ELLINGSEN, J. E. Enhanced Fixation of bone to fluoride-modified implants. **Sixth World Biomaterial Congress**. p. 223-340, 2003.
25. JOLY, J.; LIMA, A. Características das superfícies e da fenda implante-intermediária em sistemas de dois e um estágios. **J Appl Oral Sci**. v.11, n. 2, p. 107-113, 2003.

26. KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Material-tissue interfaces: the role of surface properties and processes. **Environ Health Perspect.** v.102, p. 41–45, 1992
27. KIM, H.; CHOI, S.; RYU, J.; KOH, S.; PARK, J.; LEE, I. The Biocompatibility of SLA –Treated Titanium Implants”. **Biomedical Materials.** v.3, n. 2, p. 1-6, 2008.
28. KNAB, C.; KLAR, F.; FITZNER, R.; RADLANSKI, R. J.; GROSS, S. In vitro investigation of titanium and Hydroxyapatite dental implant surface using a rat bone marrow stromal cell culture system. **Biomaterials.** v.23, p 3235-45, 2002.
29. KOKUBO, T.; KIM, H.M.; KAWASHITA, M.; NAKAMURA, T.; Bioactive metals: preparation and properties, *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, v. 15, p. 99-107, 2004
30. LI, L. H.; KONG, K. W.; KIM, Y. W. Improved Biological Performace of Ti Implants Due to Surface Modification by Micro-arc Oxidation”, **Biomaterials**, v.25, p.2867-75, 2004.
31. LIU, X. Surface medications of titanium alloys, and related materials for biomedical applications. **Materials science and Engineering**, v.47, p.49-121, 2004.
32. MAY, J. E.; BUSQUIM, T. P.; KURI, S. E.; NASCENTE, P. A. P.; ELIAS, C. N. Caracterização do óxido de titânio formado nas superfícies vulcano actives e TiUnite. **Rev. Bras. Implant**, v.13, p. 6-10, 2007.
33. MEIRELLES, L. Nanoestruturas e a resposta óssea. Uma alternativa segura para a reabilitação com implantes osseointegráveis? **Revista ImplantNews.** v. 7, n, 2, p. 169-72, 2010.
34. MENDONÇA, G; MENDONÇA, D. B. S.; ARAÚJO, M. A. R.; DUARTE, W. R.; COOPER, ARAGÃO, F. J. L. Avaliação do comportamento de células mesenquimais humanas sobre superfícies de implantes dentários. **Revista Implant News.** v. 2, n. 6, p. 137-41, 2009.

35. MENEZES, G. D. A interação de osteoblastos humanos com filme de fibronectina plasmática humana constituídos sob diferentes condições de pH. [tese]. 105p. Universidade Federal do Rio de Janeiro. 2003.
36. NAGEM FILHO, H.; FRANCISCONI, P. A. S.; CAMPI JUNIOR ; FARES, N. H. Influência da textura superficial dos implantes / Texture of the titanium implant surfaces. **Rev. odonto ciênc.** v. 22, p. 55, p. 82-86, 2007.
37. NAGEM FILHO, H. Engenharia tecidual dos biomateriais. *Innovations Implant Journal*, v. 2, p. 54-61, 2008.
38. OSBORN, J.F.; NEWSELY, H. Dynamic aspects of the implant-bone interface. In Heimke G. *Dental Materials: Materials and systems*. Munich: **Carl Hanser verlag**, p. 111-123, 1980.
39. PAREDES, R. S. T.; VAZ, A. C.; SILVA, J. C. Avaliação da influência da preparação da superfície do titânio utilizado para implantes odontológicos revestidos com titânio depositados por aspersão térmica OS in: **17<sup>o</sup> Congresso Brasileiro de Engenharia e ciências dos Materiais**. Foz do Iguaçu, 2006.
40. PINTO, L. E. C; ELIAS, C. Análise química e topográfica de implantes titânio após tratamento químico de superfície. In: **IV congresso latino americano de órgãos artificiais e biomateriais**, 2006.
41. SIMUNEK, A.; KOPECKA, D.; CIERNY, M.; KRULICHOVA, I. A six- year study of hydroxyapatite- coated root-form dental implants. *West Indian Med J.* v. 54, p. 393-97, 2005.
42. SUL, Y. T.; JOHANSSON, C.; JEONG, Y.; ALBREKTSSON, T. The electrochemical oxide growth behavior on titanium in acid and alkaline
43. SYKARAS, N.; LACOPINO, A. M.; MARKER, V. A.; TRIPLETT R. G.; Woody R. Implant materials, designs and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **Int J. Oral Maxillofacial. Implants**, v.15, p. 675-90, 2000.

44. TENGVALL, P.; LUNDSTRON, I.; “physical Chemical considerations of titanium as a biomaterial”. **Clinical materials**, v.9, p.115-134, 1992.
45. YANG, W. E.; HSU, M. L.; LIN, M. C.; CHEN, Z. H.; CHEN, L. K.; HUANG, H. H. Nano/submicron-scale TiO<sub>2</sub> network on titanium surface for dental implant application. **Journal Of Alloys And compoundd**, p. 642-47, 2009.
46. UEHARA, T.; TAKAOKA, K.; ITO. K. Histological evidence of osseointegration in human retrieved fractured hydroxyapatite-coated screw-type implants: a case report. **Clin oral Implants Res.** v. 15, n.5, p.540-545, 2004.
47. VAN OSS, C. J. “Interfacial Forces”. in **Aqueous Media. Marcel Decker Inc.**, NewYork. 1990
48. VIEIRA, R. M. Caracterização das Superfícies de Implantes Dentais Comerciais em MEV/EDS - [Tese] Universidade Veiga de Almeida, Instituto de Ciências da Saúde, Faculdade de Odontologia, Rio de Janeiro, RJ, 2007.
49. TROTA, J. F. Modificações superficial de titânio para produção de implantes. [Tese], Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2007.
50. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; LINDHE, J. Surface topography of titanium implants. In **Clinical Periodontology and implant dentistry**, 4<sup>a</sup> ed., p.821-825.2003.