

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Bruno Miranda de Carvalho

**Revisão Bibliográfica dos Diferentes Tipos de Tratamento de Superfície  
de Implantes de Titânio e Zircônia Disponíveis no Mercado**

CURITIBA

2010

Bruno Miranda de Carvalho

Revisão Bibliográfica dos Diferentes Tipos de Tratamento de Superfície de  
Implantes de Titânio e Zircônia Disponíveis no Mercado

Monografia apresentada ao  
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,  
como requisito parcial para obtenção do título  
de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Alexandre Ricardo Molinari

CURITIBA

2010

Bruno Miranda de Carvalho

Revisão Bibliográfica dos Diferentes Tipos de Tratamento de Superfície de Implantes de  
Titânio e Zircônia Disponíveis no Mercado

Presidente da banca (Orientador): Prof. Alexandre Ricardo Molinari

BANCA EXAMINADORA

Prof. Edivaldo Romano Coró  
Prof. José Renato de Souza

Aprovada em: 17/05/2010

## **Agradecimentos**

Agradeço a todos que contribuíram para a elaboração desse trabalho, familiares, amigos e em especial, ao meu orientador.

## Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução .....	7
2. Revisão de Literatura.....	10
3. Proposição .....	20
4. Artigo Científico.....	21
5. Referências .....	38
6. Anexo .....	40

## **Resumo**

O presente trabalho enfoca o tratamento de superfície de implantes, o qual consiste na estimulação bioativa dos diferentes dispositivos implantados no tecido ósseo, em substituição da raiz de dentes perdidos, indiferentemente de qual tenha sido a causa. Atualmente, o implante dentário é produzido mediante alta tecnologia e com materiais que proporcionam maior segurança à saúde do paciente e eficácia no processo de osseointegração. Os principais implantes ora disponíveis e aceitos pelos cirurgiões- dentistas são normalmente confeccionados em titânio e óxido de zircônia, cujas substâncias são biologicamente compatíveis com o osso humano e têm elevado poder catalizador na formação de um novo osso. A partir da rugosidade da superfície do implante e do processo de texturização dessa superfície cujas espécies de comprovado efeito biológico são as superfícies usinadas, macro e microtexturizadas, nanotexturizadas e biométricas; produzidas pelo processo de jateamento de partículas de óxido de titânio e de alumínio, sílica e vidro, proporcionando um revestimento bioativo determinante da osteointegração.

Palavras-chave: Implante Dentário; Titânio; Propriedades de Superfície.

## **Abstract**

This paper focuses on the treatment of dental implant surface, which is the stimulation of bioactive dispositives implanted in bone tissue to replace lost teeth root, regardless of what has been the cause. Currently, the dental implant is produced using high technology and materials that provide greater security to the patient's health and effectiveness in the process of osseointegration. The main implants now available and accepted by dentists are made in titanium and zirconia, which substances are biologically compatible with human bone and have high power catalyst in the formation of new bone from the roughness of the pin and the process of texturing the surface all of which are proven biological effect machined surfaces, macro and microstructured, nanostructured and biometrics; produced by the process of blasting particles of titanium oxide and aluminum, silicon and glass, providing a bioactive coating determinant of osseointegration.

Key words: Dental Implantation; Titanium; Surface Properties

## 1. Introdução

Desde o início da década de 1980, o uso de implantes dentários endo-ósseo para suportar as restaurações dentais tem criado uma revolução na abordagem rotineira dos cuidados dentais. Tipicamente, a integração do implante é caracterizada por uma série de regras clínicas baseadas em conceitos de engenharia biomecânica, tecnologia de superfície de implantes e princípios protéticos convencionais. Esta crua relatividade dos parâmetros clínicos envolve uma falta de sinais e sintomas de patologia, uma falta de mobilidade e uma avaliação radiográfica da interface, segundo Stanford, 2002.

A interação entre implante com o sistema e os tecidos ósseo, conjuntivo e epitelial vem a ser o fator determinante no sucesso longitudinal de implantes endo-ósseos. Predominantemente, a maioria dos estudos em relação ao contato entre implante e os tecidos biológicos tem se concentrado na interface osso/implante, já que o conceito de osseointegração se baseia na previsibilidade desta interface. (Paiva e Almeida, 2005)

Conforme Dinato e Polido em 2004, ao realizar a inserção do implante no leito ósseo, através de técnica cirúrgica com trauma mínimo, as primeiras reações químicas entre a superfície estéril do implante e os tecidos orgânicos são reguladas pelos fluidos teciduais. Imediatamente após este contato, é formada na superfície do implante uma camada de macromoléculas glicoprotéicas e água, que será determinante como parte do substrato necessário para adesão, proliferação, diferenciação e síntese protéica de células de fenótipo osteoblástico.

E em uma segunda etapa, com a presença de tecido de granulação na região entre a base óssea e o implante, inicia-se um processo de reparação ocorrido em fraturas ósseas, com a deposição de matriz colágena não-calcificada e a consequente formação de matriz fibrosa, ou matriz óssea dita primária, ainda sem os níveis de mineralização

alcançados pelo tecido ósseo maduro. A esta matriz fibrosa agregar-se-ão gradativamente cálcio, fosfato, sódio, magnésio e vários outros componentes minerais do tecido ósseo de origem sistêmica, em sítios específicos localizados entre as fibras colágenas, sendo estes os responsáveis pela maturação estrutural do tecido.

Quanto à seleção adequada do material a ser utilizado na fabricação dos implantes odontológicos, deve-se observar a qualidade do seu acabamento superficial, a qual é avaliada pela combinação de suas propriedades tribológicas físicas, químicas, mecânicas e microestruturais. A deficiência do acabamento do implante pode comprometer o êxito da cirurgia, principalmente, quando há a formação da camada de óxido de titânio com espessura e composição química inadequada. Todo o trabalho do cirurgião poderá ser perdido se o implante não apresenta uma morfologia superficial que permita a adesão e crescimento das células. A situação é agravada com a presença de “cavacos” de usinagem e a exigência de tensões residuais heterogêneas na superfície. O efeito nocivo da existência de “cavacos” de usinagem na superfície ou nos furos dos implantes refere-se à possibilidade destes defeitos soltarem-se durante a inserção do implante no alvéolo cirúrgico, e devido ao pouco espaço entre o cavaco de usinagem e o implante não haverá nesta área a remodelação óssea. O processo de usinagem e os tratamentos subsequentes determinam as características da superfície dos implantes, em especial a estrutura eletrônica, cristalinidade, composição química, propriedades mecânicas e químicas. (Elias et al., 2000)

Segundo Paiva e Almeida em 2005, há dois mecanismos básicos de retenção dos sistemas de implante: a retenção mecânica e a retenção bioativa. A retenção mecânica refere-se basicamente a substratos metálicos implantados, como o titânio ou ligas de titânio. A retenção é feita, em nível macroscópico, por fendas, roscas ou túneis e envolve o contato direto entre a superfície oxidada (passivada por um óxido) do implante

e o tecido ósseo. Em nível microscópico, pela rugosidade da superfície permitindo uma íntima união entre o tecido ósseo e o implante, sem a ocorrência de ligações químicas.

Os primeiros critérios de seleção de materiais inorgânicos para implante baseiam-se em suas propriedades mecânicas e na resistência à corrosão. Posteriormente foi reconhecido que as propriedades de superfície, em nível de átomo, devem ser também consideradas.

Os tipos das superfícies dos implantes osseointegráveis atuais, podem ser divididos em cinco grupos. No primeiro deles emprega-se o recobrimento dos implantes de titânio com hidroxiapatita para acelerar a osseointegração. Em um segundo grupo usa-se a modificação da rugosidade superficial por jateamento com partículas abrasivas, ataque com ácidos e deposição de um revestimento de partículas de óxido de titânio. No terceiro grupo realizam-se tratamentos termoquímicos com soluções alcalinas para ativar a superfície do titânio. No quarto grupo não se emprega qualquer tratamento após a usinagem com o objetivo de alterar a morfologia; o implante é usado na condição como usinado (Elias et al., 2000), e no quinto grupo, estão os implantes usinados em zircônia.

Conforme Carvalho et al. (2009), as superfícies dos implantes de titânio podem ser classificadas nos seguintes grupos: usinadas, macrotextrizadas, microtexturizadas, nanotextrizadas ou biométricas.

## 2. Revisão de Literatura

### 2.1 Tratamento de Superfície de Implantes

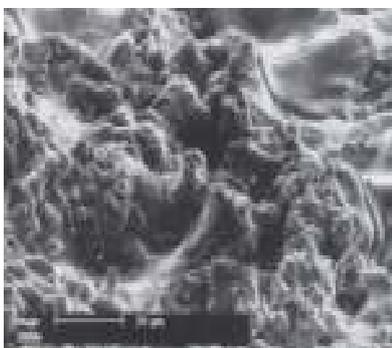
#### 2.1.1 - Implantes de titânio

Superfície usinada – Devido à presença de microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte ou usinagem da peça metálica, não exibem características de completa lisura superficial. As ranhuras superficiais são consideradas de extrema importância para o processo de adesão celular e produção de matriz protéica. Os implantes usinados têm um valor médio de rugosidade de superfície (Ra) entre 0,53 e 0,96. (Carvalho et al., 2009).

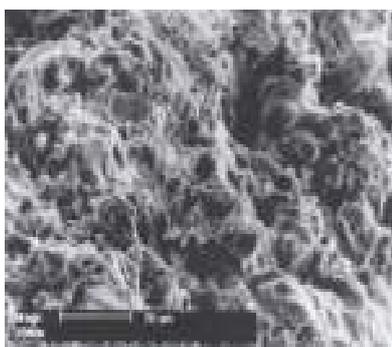
Superfície Macrotextrizada - Implantes utilizados na cavidade oral têm um dos três principais tipos de superfície macrotextrizada: as roscas (rosqueado ou autorosqueável), forma do desenho de corpo sólido e tecnologia sintetizada por retenção. Cada uma dessas abordagens é projetada para alcançar estabilidade inicial do implante e criar grandes espaços volumétricos de desenvolvimentos ósseos. Um princípio biológico importante do osso é que ele responde favoravelmente à carga de compressão (sem a presença de um ligamento periodontal), mas não a forças de cisalhamento. Desenhos de roscas foram adaptados para realizar um carregamento de compressão do osso circundante cortical ou esponjoso. Por instante, alguns desenhos de implante usam um perfil de rosca em 15°, que cria principalmente compressão versus cisalhamento interfacial. Este perfil de rosca tem uma ponta arredondada (reduzindo as forças de corte na ponta do fio) que parece manter os ossos na zona de compressão abaixo do perfil de discussão. (Stanford, 2002).

O processo de texturização de superfície por adição mais comum é o plasma spray, realizado com partículas de titânio (Plasma Spray de Titânio – SPT) (figuras 1 e 2) ou fosfato de cálcio (Plasma Spray de Hidroxiapatita – SPH) (figuras 3 e 4), com

espessuras que variam de 10 a 40  $\mu\text{m}$  para o SPT e de 50 a 70 $\mu\text{m}$  para a SPH. (Carvalho et al., 2009).



Figuras 1 e 2 Texturização de superfície por adição realizado com partículas de titânio  
(Plasma Spray de Titânio)



Figuras 3 e 4 Texturização de superfície por adição realizado com partículas de  
fosfato de cálcio ( Plasma Spray de Hidroxiapatita )

O jateamento com partículas de vários diâmetros é outro método frequentemente usado para macrotexturização superficial, neste caso, por subtração. A superfície do implante é bombardeada por partículas, como silício, óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) e vidro, criando, por meio de abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares, que variam de acordo com o tamanho e a forma das partículas e também das condições do jateamento (pressão, distância do jato à superfície do implante, tempo de jateamento). A rugosidade média ( $R_a$ ) pode variar entre 1,20 e 2,20. (Figuras 5 e 6) (Carvalho et al., 2009).



Figuras 5 e 6 Macrotexturização superficial por subtração (jateamento com partículas de vários diâmetros)

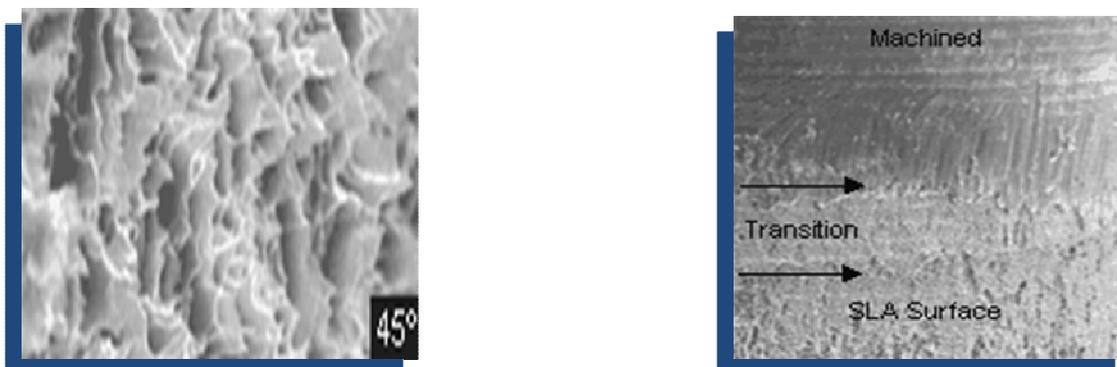
Superfície Microtexturizada – Após a colocação de um implante em um local cirúrgico, há uma cascata de processos moleculares e celulares que prevê novo crescimento e diferenciação ao longo da superfície do biomaterial. O objetivo das várias estratégias atuais é proporcionar uma maior estabilidade óssea através de eventos mediados da microssuperfície. Estas estratégias podem ser divididas entre aquelas que tentam melhorar a imigração de osso novo (por exemplo, osteocondução) através de mudanças na topografia de superfície (por exemplo, a superfície "áspera"), meios biológicos para manipular o tipo de células que crescem na superfície, e estratégias para a utilização do implante como um veículo para o local de entrega de um revestimento bioativo (matriz de adesão ou do fator de crescimento, como uma proteína morfogenética óssea) que pode atingir a osteoindução de diferenciação do novo osso ao longo da superfície do implante. (Stanford, 2002).

Conforme Carvalho et al., (2009), outro método para texturização superficial por subtração é o ataque ácido. A rugosidade média ( $R_a$ ) da superfície é de 1,30. (Figuras 7 e 8).

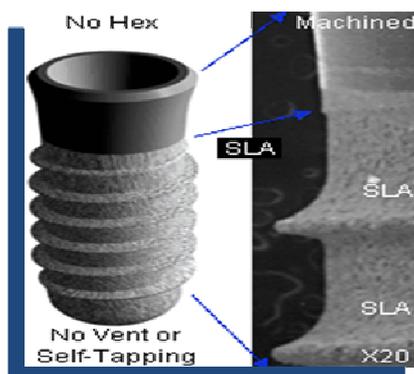


Figuras 7e 8 Macrotexturização superficial por subtração (através de ataque ácido)

O tratamento por ácido pode ser feito após a técnica de jateamento, com partículas grandes de óxido de alumínio (250 - 500 $\mu$ m) e posteriormente atacada por ácido sulfúrico/ácido hidrocloreídrico. É a superfície SLA (*S-sandblasted* (jateada); *L-large grift* (partículas grandes); *A-acid etching* (ataque ácido)). Este tipo de superfície duplamente tratada combina uma macrotexturização feita com o jateamento de partículas com a microtexturização causada pelo ataque ácido. (Figuras 9, 10 e 11).



Figuras 9,10 e 11 - Superfície SLA (duplamente tratada->macro + microtexturização)



Superfícies Nanotexturizadas – As propriedades químicas e rugosidade das superfícies dos implantes têm um papel importante nos eventos biológicos que seguem a implantação. No entanto, as superfícies são geralmente desenvolvidas usando uma abordagem empírica com uma *in vitro* nos testes *in vivo*. A maioria das superfícies atualmente disponíveis têm a topografia ao acaso, com uma ampla gama de espessuras, em nanômetros a milímetros. O nível exato de papel biológico desses recursos é desconhecido devido à ausência de padronização das superfícies com topografia repetitiva ou nanométricas (por exemplo, poços com diâmetro fixo e profundidade, com perfis de corredores controlados). Essas controladas ou padronizadas superfícies podem ajudar a compreender as interações entre proteínas e células específicas. Estas superfícies padronizadas podem também promover a aposição óssea precoce sobre os implantes. (Guéhenneq et al., 2007).

Uma superfície nanotexturizada pode ser obtida através de um aumento controlado da camada de óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ), incluindo alterações nas propriedades específicas de espessura, rugosidade e textura do óxido. O método de obtenção da superfície de óxido porosa é eletroquímico, chamado de oxidação anódica. O diâmetro dos poros fica em torno de 1 a 2  $\mu\text{m}$ . Esse tipo de superfície exibe uma topografia única, sem características agudas e com boa capacidade para reter líquidos e tecido ósseo. A camada de óxido é fortemente aderente ao metal subjacente, com ótima resistência ao desgaste, o que indica risco mínimo de liberação de partículas durante a inserção do implante. (Figura 12 e 13) (Carvalho et al., 2009).



Figuras 12 e 13 - Superfície nanotexturizada

Superfícies Biométricas – É possível depositar camadas de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH pelo processo biométrico. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, na medida em que as camadas vão se degradando, cuja ação aumenta o potencial de servirem como um sistema de liberação lento de agentes osteogênicos para o sitio de implantação.

Outra vantagem do processo de cobertura biométrica é que moléculas biologicamente ativas, como agentes osteogênicos, podem ser precipitadas com componentes inorgânicos para formarem uma matriz com propriedades tanto osteoindutora quanto osteocondutora. Nesse processo, células mesenquimais foram isoladas de biópsias da medula óssea, expandidas *in vitro* e então cultivadas na superfície dos implantes, carregando uma camada de fosfato de cálcio e de BMP-233, criando implantes osteoindutores (fatores de crescimento) e osteocondutores (camada de fosfato de cálcio). (Carvalho et al., 2009).

Superfície revestida de hidroxiapatita – O uso de implantes cobertos com hidroxiapatita (HA) introduziu novo tipo de interface, onde se observa uma união química do osso com proximidade do tecido ósseo com a superfície dos implantes. Este tipo de situação é alcançado através da aplicação por plasma *spray* de uma camada de hidroxiapatita de 50 a 70µm de espessura sobre o corpo metálico do implante. A HA é um

material denso e policristalino, não poroso, que fica incorporado no tecido vivo. (Figura 14 e 15) (Groisman et al., 1997).

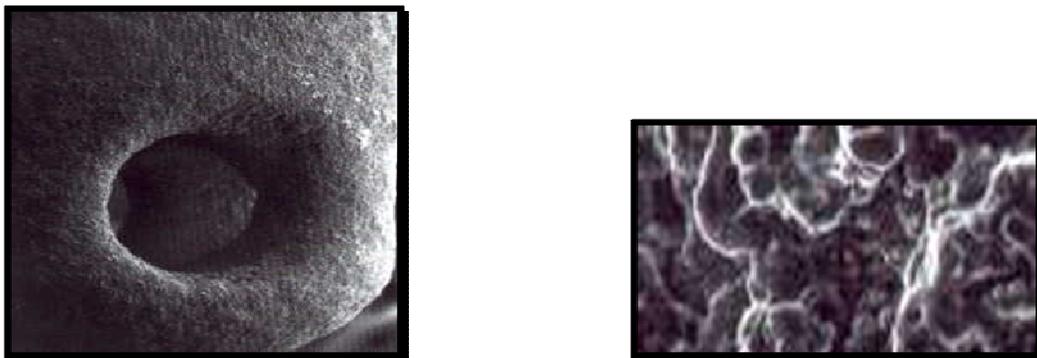


Figura 14 e 15 - Superfície revestida de Hidroxiapatita

Também é conhecida como material bioativo e apresenta grande similaridade com os fosfatos de cálcio presentes na fase mineral do osso, esmalte e dentina humana. Para a HA ser utilizada como revestimento dos implantes, ela deve ser manuseada com cuidado, procurando-se manter inalteradas a sua estrutura cristalina e as características químicas da apatita. É importante que a camada de HA depositada possua aderência à superfície do implante, a resistência ao cisalhamento deve ser alta e não deve apresentar fragilidade. A forma mais usual de deposição dos revestimentos sobre o titânio é por meio da aspersão térmica, técnica através da qual as partículas a serem depositadas são aceleradas e projetadas a altas temperaturas contra a superfície do implante. Neste processo a adesão é mecânica. Outras técnicas de deposição incluem eletroforese e precipitação a partir de soluções aquosas em ebulição. Apesar de existirem especulações quanto à qualidade do revestimento quando depositado por aspersão, esta técnica tem sido a mais usada. (Elias et al, 2000)

Apesar do largo uso de implantes com revestimento de HA, ainda existem controvérsias clínicas quanto ao diagnóstico e indicações. Em análises comparativas do desempenho dos implantes com e sem revestimento, deve-se considerar que o emprego dos implantes recobertos em HA é mais recente, além do fato do grande número de

variáveis envolvidas, entre elas: local de colocação, experiência do profissional, protocolo cirúrgico diferenciado, regime pós-operatório e próteses com tamanho e forma diferentes. (Elias et al., 2000).

Os implantes podem ter sua superfície alterada por aposição (hidroxiapatita, plasma *spray* de titânio) ou por tratamento mecânico (jateamento), cujo método tem se mostrado efetivo e promissor em relação a outros, como plasma *spray*. O risco é a presença de contaminantes decorrentes do processo de fabricação ou do jateamento e a possibilidade de corrosão dos mesmos, embora sua ação biológica provavelmente só possa ser avaliada pelo comportamento clínico e previsões do que é ou não aceitável ainda não é possível atualmente. (Siqueira et al., 1996).

Para Siqueira et al., 1996, é necessário seguir um processo de limpeza antes da esterilização. Portanto, um implante esterilizado pode apresentar inúmeros contaminantes na superfície, sejam viáveis (orgânicos) ou inviáveis (inorgânicos). Pode-se ter micro-organismos mortos, mas resíduos orgânicos que podem afetar a energia superficial do implante e assim a osteointegração, além de eventuais reações orgânicas sistêmicas e/ou locais.

Assim sendo, é considerado a limpeza inicialmente e depois a esterilização dos implantes:

- Limpeza da superfície, independente de sua macro e micro topografia. Visa a eliminação de partículas decorrentes do processo de fabricação como óleo, partículas, resíduos ou sobras e outros componentes inorgânicos ou não viáveis. E a eliminação de partículas viáveis como pirogênios ou outros contaminantes orgânicos. É claro que atualmente parte-se do princípio que tanto o ambiente de fabricação, preparo de superfície e embalagem devem ser realizados em área limpa, controlada para reduzir o número de contaminantes e facilitar o processo de limpeza.

- Esterilização propriamente dita, nesta etapa parte-se do princípio que a limpeza e preparo do implante já o deixaram livre de contaminantes orgânicos e inorgânicos não moleculares.

### **2.1.2 - Implantes de Zircônia**

A zircônia pode ser um material alternativo ao titânio para a fabricação de implantes dentários. No entanto, existem poucos dados disponíveis sobre a resistência à fratura de uma peça de implante oral de zircônia. (Andreiotelli e Kohal, 2009). Sabe-se que os implantes de zircônia são biocompatíveis e têm propriedades mecânicas que os tornam adequados como materiais para implantes dentários e também pouco se sabe sobre como as modificações da superfície influenciam a estabilidade e resposta do tecido ósseo a implantes de zircônia. (Sennerby et al., 2005).

As propriedades mecânicas e de biocompatibilidade fazem do óxido de zircônia um material adequado para implante dentário. As características dos dentes, como cor, a capacidade para ser usinado e as placas de baixa afinidade, fazem da zircônia, recurso especialmente adequado como um material de implante dentário. Sua influência na modificação da superfície na osseointegração deste material não tem sido exclusivamente investigado. A rugosidade dos implantes de zircônia se aprimora na aposição óssea e tem um efeito benéfico sobre a resistência ao cisalhamento interfacial. (Gahlert et al., 2007).

Conforme o site <http://implart.com.br>, as vantagens e desvantagens do implante de zircônia.

As vantagens são:

- Aparentemente, os implantes dentários de titânio podem levar a maiores índices de inflamação dos tecidos moles que os implantes de zircônia;
- A zircônia é um material altamente biocompatível, mais até do que o titânio;
- A cor desses implantes pode ser branca, o que favorece a estética;
- A cerâmica de zircônia é altamente resistente, com altas propriedades mecânicas.

E as desvantagens são:

- Não há ainda estudos de acompanhamento de casos com mais de 5 anos (contra mais de 40 anos com titânio);
- Não se sabe se o implante pode fraturar com o tempo (envelhecimento do implante);
- Não se sabe ao certo de possíveis problemas à saúde que possa causar ao paciente.

### **3. Proposição**

Avaliar as características dos tipos de tratamento de superfície de implantes dentários, evidenciando vantagens e desvantagens, por meio de revisão de literatura.

#### 4. Artigo Científico

Artigo elaborado segundo as normas da Revista Gaúcha de Odontologia (RGO)

Especialidade: Implantodontia

##### **Revisão Bibliográfica dos Diferentes Tipos de Tratamento de Superfície de Implantes de Titânio e Zircônia Disponíveis no Mercado**

**Título em Inglês** - Literature Review of Different Types of Surface Treatment of Titanium and Zirconia Implants Available on the Market

**Short Title:** Tipos de Tratamento de Superfície de Implantes de Titânio e Zircônia

Bruno Miranda de CARVALHO <sup>1</sup>

Alexandre Ricardo dal Molin MOLINARI <sup>2</sup>

1 Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico. Rua Jacarezinho, 656, Mercês, 80710-150, Curitiba, PR, Brasil. Correspondência para / Correspondence to: BM de CARVALHO. E-mail: <brunocarvalho10@hotmail.com>

2 Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico. Rua Jacarezinho, 656, Mercês, 80710-150, Curitiba, PR, Brasil. Correspondência para / Correspondence to: A MOLINA. E-mail: <amolina@neodent.com.br>

## **RESUMO**

O presente trabalho enfoca o tratamento de superfície de implantes, o qual consiste na estimulação bioativa dos diferentes dispositivos implantados no tecido ósseo, em substituição da raiz de dentes perdidos, indiferentemente de qual tenha sido a causa. Atualmente, o implante dentário é produzido mediante alta tecnologia e com materiais que proporcionam maior segurança à saúde do paciente e eficácia no processo de osseointegração. Os principais implantes ora disponíveis e aceitos pelos cirurgiões- dentistas são normalmente confeccionados em titânio e óxido de zircônia, cujas substâncias são biologicamente compatíveis com o osso humano e têm elevado poder catalizador na formação de um novo osso. A partir da rugosidade as superfície do implante e do processo de texturização dessa superfície cujas espécies de comprovado efeito biológico são as superfícies usinadas, macro e microtexturizadas, nanotexturizadas e biométricas; produzidas pelo processo de jateamento de partículas de óxido de titânio e de alumínio, sílica e vidro, proporcionando um revestimento bioativo determinante da osteointegração. Termos de indexação: Implante Dentário; Titânio; Propriedades de Superfície.

## **ABSTRACT**

This paper focuses on the treatment of dental implant surface, which is the stimulation of bioactive dispositives implanted in bone tissue to replace lost teeth root, regardless of what has been the cause. Currently, the dental implant is produced using high technology and materials that provide greater security to the patient's health and effectiveness in the process of osseintegration. The main implants now available and accepted by dentists are made in titanium and zirconia, which substances are biologically compatible with human bone and have high power catalyst in the formation of new bone from the roughness of the pin and the process of texturing the surface all of which are proven biological effect machined surfaces, macro and microstructured, nanostructured and biometrics; produced by the process of blasting particles of titanium oxide and aluminum, silicon and glass,

providing a bioactive coating determinant of osseointegration.  
Indexing terms: Dental Implantation; Titanium; Surface Properties.

## **INTRODUÇÃO**

Desde o início da década de 1980, o uso de implantes dentários endo-ósseo para suportar as restaurações dentais tem criado uma revolução na abordagem rotineira dos cuidados dentais. A alta taxa de sucesso deste procedimento eletivo ocorre através da estabilidade inicial que provém de uma quantidade, qualidade e distribuição de osso dentro do local do implante proposto. Tipicamente, a integração do implante é caracterizada por uma série de regras clínicas baseadas em conceitos de engenharia estatística, tecnologia de superfície de implantes e princípios protéticos convencionais. Esta crua relatividade dos parâmetros clínicos envolve uma falta de sinais e sintomas de patologia, uma falta de mobilidade, e uma avaliação radiográfica da interface, segundo Stanford, 2002.

A interação entre implante com o sistema e os tecidos ósseo, conjuntivo e epitelial vem a ser o fator determinante no sucesso longitudinal de implantes endo-ósseos. Predominantemente, a maioria dos estudos em relação ao contato entre implante e os tecidos biológicos tem se concentrado na interface osso/implante, já que o conceito de osseointegração se basaria na previsibilidade desta interface. (Paiva e Almeida, 2005)

Conforme Dinato e Polido em 2004, ao realizar a inserção do implante no leito ósseo, através de técnica cirúrgica com trauma mínimo, as primeiras reações químicas entre a superfície estéril do implante e os tecidos orgânicos são reguladas pelos fluidos teciduais. Imediatamente após este contato, é formada na superfície do implante uma camada de macromoléculas glicoprotéicas e água, que será determinante como parte do

substrato necessário para adesão, proliferação, diferenciação e síntese protéica de células de fenótipo osteoblástico.

E em uma segunda etapa, com a presença de tecido de granulação na região entre a base óssea e o implante, inicia-se um processo de reparação ocorrido em fraturas ósseas, com a deposição de matriz colágena não-calcificada e a consequente formação de matriz fibrosa, ou matriz óssea dita primária, ainda sem os níveis de mineralização alcançados pelo tecido ósseo maduro. A esta matriz fibrosa agregar-se-ão gradativamente cálcio, fosfato, sódio, magnésio e vários outros componentes minerais do tecido ósseo de origem sistêmica, em sítios específicos localizados entre as fibras colágenas, sendo estes os responsáveis pela maturação estrutural do tecido.

A união entre os tecidos calcificados e a superfície dos implantes osseointegrados, também se pode observar o íntimo contato dos tecidos moles (conjuntivo e epitélio) com porções mais cervicais dos implantes.

A ausência de cimento junto à superfície do implante mostra a primeira diferença anatômica importante a ser observada entre dentes naturais e implantes. Devido a esta diferença, não é encontrado o colar fibroso de suporte à gengiva marginal já descrito para dentes naturais, com fibras colágenas perpendicularmente inseridas junto à porção cervical dos dentes (fibras de Sharpey). Ao contrário, em observações histológicas de implantes já expostos ao meio bucal e restaurados, identificou-se um conjunto de fibras depositadas paralelamente ao longo eixo do implante, em contato com o tecido conjuntivo, compondo um anel fibroso de sustentação da mucosa peri-implantar.

Quanto à seleção adequada do material a ser utilizado na fabricação dos implantes odontológicos, deve-se observar a qualidade do seu acabamento superficial, a qual é

avaliada pela combinação de suas propriedades tribológicas físicas, químicas, mecânicas e microestruturais. A deficiência do acabamento do implante pode comprometer o êxito da cirurgia, principalmente, quando há a formação da camada de óxido de titânio com espessura e composição inadequada. Todo o trabalho do cirurgião poderá ser perdido se o implante não apresenta uma morfologia superficial que permita a adesão e crescimento das células. A situação é agravada com a presença de “cavacos” de usinagem e a exigência de tensões residuais heterogêneas na superfície. O efeito nocivo da existência de “cavacos” de usinagem na superfície ou nos furos dos implantes refere-se à possibilidade destes defeitos soltarem-se durante a inserção do implante no alvéolo cirúrgico, e devido ao pouco espaço entre o cavaco de usinagem e o implante não haverá nesta área a remodelação óssea. O processo de usinagem e os tratamentos subsequentes determinam as características da superfície dos implantes, em especial a estrutura eletrônica, cristalinidade, composição química, propriedades mecânicas e químicas. (Elias et al, 2000)

Segundo Paiva e Almeida em 2005, há dois mecanismos básicos de retenção dos sistemas de implante: a retenção mecânica e a retenção bioativa. A retenção mecânica refere-se basicamente a substratos metálicos implantados, como o titânio ou ligas de titânio. A retenção é feita, em nível macroscópico, por fendas, roscas ou túneis e envolve o contato direto entre a superfície oxidada (passivada por um óxido) do implante e o tecido ósseo, em nível microscópico, pela rugosidade da superfície permitindo uma íntima união entre o tecido ósseo e o implante, sem a ocorrência de ligações químicas.

O desenvolvimento de materiais para aplicação específica é tão remoto quanto a presença do homem na Terra; ademais a ciência dos materiais desenvolveu-se muito nos últimos 100 anos principalmente devido à evolução dos métodos de análise, resultando no desenvolvimento dos “novos materiais” conhecidos atualmente.

Porém, os primeiros implantes endo-ósseos da humanidade datam de 600anos, depois de Cristo. Em um fragmento da mandíbula, observam-se três conchas esculpidas em forma de dente, implantadas no alvéolo de três incisivos perdidos – origem Maia. Os primeiros critérios de seleção de materiais inorgânicos para implante baseiam-se em suas propriedades mecânicas e na resistência à corrosão. Posteriormente foi reconhecido que as propriedades de superfície, em nível de átomo, devem ser também consideradas. Os primeiros metais a serem utilizados como material de implantes foram o ouro, a prata e o chumbo. Os implantes feitos a partir destes metais eram colocados em alvéolos de dentes recém-extraídos, mas a implantação destes metais frequentemente resultava no fracasso do implante. Com a descoberta de novos biomateriais, principalmente a partir de 1930, ocorreu um grande interesse na área de cirurgias, com finalidade de reparo estético.

Os tipos das superfícies dos implantes osseointegráveis atuais, podem ser divididos em cinco grupos. No primeiro deles emprega-se o recobrimento dos implantes de titânio com hidroxiapatita para acelerar a osseointegração. Em um segundo grupo usa-se a modificação da rugosidade superficial por jateamento com partículas abrasivas, ataque com ácidos ou deposição de um revestimento de partículas de óxido de titânio. No terceiro grupo realiza-se tratamentos termoquímicos com soluções alcalinas para ativar a superfície do titânio. No quarto grupo não se emprega qualquer tratamento após a usinagem com o objetivo de alterar a morfologia; o implante é usado na condição como usinado (Elias et al., 2000), e o quinto grupo é realizados os implantes usinados em zircônia.

Conforme Carvalho et al., em 2009, as superfícies dos implantes de titânio podem ser classificadas nos seguintes grupos: usinadas, macrotextrizadas, microtexturizadas, nanotextrizadas ou biométricas.

Este estudo se propôs a avaliar as características dos tipos de tratamento de superfície de implantes dentários, evidenciando vantagens e desvantagens, por meio de revisão de literatura.

## **TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DE IMPLANTES**

### Implantes de titânio

Superfície usinada – Devido à presença de microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte ou usinagem da peça metálica, não exibem características de completa lisura superficial. As ranhuras superficiais são consideradas de extrema importância para o processo de adesão celular e produção de matriz protéica. Os implantes usinados têm um valor médio de rugosidade de superfície (Ra) entre 0,53 e 0,96 $\mu$ m. (Carvalho et al, 2009).

Superfície Macrotextrizada - Implantes utilizados na cavidade oral têm um dos três principais tipos de superfície macrotextrizada: roscas (rosqueado ou autorosqueável), forma do desenho de corpo sólido e tecnologia sintetizada por retenção. Cada uma dessas abordagens é projetada para alcançar estabilidade inicial do implante e criar grandes espaços volumétricos de desenvolvimentos ósseos. Um princípio biológico importante do osso é que ele responde favoravelmente à carga de compressão (sem a presença de um ligamento periodontal), mas não a forças de cisalhamento. Desenhos de roscas foram adaptados para realizar um carregamento de compressão do osso circundante cortical ou esponjoso. Por instante, alguns desenhos de implante usam um perfil de corte do fio em 15°, que cria principalmente compressão versus cisalhamento interfacial. Este perfil de segmento tem uma ponta arredondada (reduzindo as forças de corte na ponta do fio) que parece manter os ossos na zona de compressão abaixo do perfil de discussão. (Stanford, 2002).

O processo de texturização de superfície por adição mais comum é o de *spray* de plasma, realizado com partículas de titânio (*Spray* de Plasma de Titânio – SPT) ou fosfato de cálcio (*Spray* de Plasma de Hidroxiapatita – SPH), com espessuras que variam de 10 a 40  $\mu\text{m}$  para o SPT e de 50 a 70 $\mu\text{m}$  para a SPH. (Carvalho et al., 2009).

O jateamento com partículas de vários diâmetros é outro método frequentemente usado para macrotexturização superficial, neste caso, por subtração. A superfície do implante é bombardeada por partículas, como silício, óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) e vidro, criando, por meio de abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares, que variam de acordo com o tamanho e a forma das partículas e também das condições do jateamento (pressão, distância do jato à superfície do implante, tempo de jateamento). A rugosidade média ( $R_a$ ) pode variar entre 1,20 e 2,20 $\mu\text{m}$  (Carvalho et al, 2009).

Superfície Microtexturizada – Após a colocação de um implante em um local cirúrgico, há uma cascata de processos moleculares e celulares que prevê novo crescimento e diferenciação ao longo da superfície do biomaterial. O objetivo das várias estratégias atuais é proporcionar uma maior estabilidade óssea através de eventos mediados da microsuperfície. Estas estratégias podem ser divididas entre aqueles que tentam melhorar a imigração de osso novo (por exemplo, osteocondução) através de mudanças na topografia de superfície (por exemplo, a superfície "áspera"), meios biológicos para manipular o tipo de células que crescem na superfície, e estratégias para a utilização do implante como um veículo para o local de entrega de um revestimento bioativo (matriz de adesão ou do fator de crescimento, como uma proteína morfogenética óssea) que pode atingir a osteoindução de diferenciação do novo osso ao longo da superfície do implante. (Stanford, 2002).

Conforme Carvalho et al., em 2009, outro método para texturização superficial por subtração é o ataque ácido. A rugosidade média (Ra) da superfície é de 1,30 $\mu$ m.

O tratamento por ácido pode ser feito após a técnica de jateamento, com partículas grandes de óxido de alumínio (250 - 500 $\mu$ m) e posteriormente atacada por ácido sulfúrico/ácido hidrocloreídrico. É a superfície SLA (*S-sandblasted* (jateada); *L-large grit* (partículas grandes); *A-acid etching* (ataque ácido)). Este tipo de superfície combina uma marcrotexturização feita com o jateamento de partículas com a microtexturização causada pelo ataque ácido.

O processamento a laser é um novo método que produz, com alto grau de pureza, rugosidade suficiente para uma boa osseointegração. Dentre as diversas técnicas de formação metálica direta, a sinterização seletiva a laser (SSL) oferece grandes benefícios potenciais no campo dos biomateriais, devido à sua capacidade de produzir, diretamente do metal em pó, componentes metálicos tridimensionalmente (3D) a partir de um modelo 3D virtual, com nenhuma ou mínima necessidade de procedimentos posteriores de refinamento.

Superfícies Nanotexturizadas – A química e rugosidade das superfícies dos implantes têm um papel importante nos eventos biológicos que seguem a implantação. No entanto, as superfícies são geralmente desenvolvidas usando uma abordagem empírica com uma *in vitro* nos testes *in vivo*. A maioria das superfícies atualmente disponíveis têm a topografia ao acaso, com uma ampla gama de espessuras, em nanômetros a milímetros. O nível exato de papel biológico desses recursos é desconhecido devido à ausência de padronização das superfícies com topografia repetitiva ou nanométricas (por exemplo, poços com diâmetro fixo e profundidade, com perfis de corredores controlados). Essas controladas ou padronizadas superfícies podem ajudar a compreender as interações entre

proteínas e células específicas. Estas superfícies padronizadas podem também promover a aposição óssea precoce sobre os implantes. (Guéhenec et al., 2007).

Uma superfície nanotexturizada pode ser obtida através de um aumento controlado da camada de óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ), incluindo alterações nas propriedades específicas na espessura, rugosidade e textura do óxido. O método de obtenção da superfície de óxido porosa é eletroquímico, chamado de oxidação anódica. A medida de diâmetro dos poros fica em torno de 1 a  $2\mu\text{m}$ . Esse tipo de superfície exibe uma topografia única, sem características agudas e com boa capacidade para reter líquidos e tecido ósseo. A camada de óxido é fortemente aderente ao metal subjacente, com ótima resistência ao desgaste, o que indica risco mínimo de liberação de partículas durante a inserção do implante (Carvalho et al., 2009).

Superfícies Biométricas – É possível depositar camadas de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH pelo processo biométrico. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, na medida em que as camadas vão se degradando, cuja ação 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 biométrica é que moléculas biologicamente ativas, como agentes osteogênicos, podem ser precipitadas com componentes inorgânicos para formarem uma matriz com propriedades tanto osteoindutora quanto osteocondutora. Nesse processo, células mesenquimais foram isoladas de biópsias da medula óssea, expandidas *in vitro* e então cultivadas na superfície dos implantes, carregando uma camada de fosfato de cálcio e de BMP-233, criando implantes osteoindutores (fatores de crescimento) e osteocondutores (camada de fosfato de cálcio). (Carvalho et al., 2009).

Superfície revestida de hidroxiapatita – O uso de implantes cobertos com hidroxiapatita (HA) introduziu novo tipo de interface, onde se observa uma união química do osso com proximidade do tecido ósseo com a superfície dos implantes. Este tipo de situação é alcançado através da aplicação por plasma *spray* de uma camada de hidroxiapatita de 50 a 70µm de espessura sobre o corpo metálico do implante. A HA é um material denso e policristalino, não poroso, que fica incorporado no tecido vivo. (Groisman et al., 1997).

Também é conhecida como material bioativo e apresenta grande similaridade com os fosfatos de cálcio presentes na fase mineral do osso, esmalte e dentina humana. Para a HA ser utilizada como revestimento dos implantes, ela deve ser manuseada com cuidado, procurando-se manter inalteradas a sua estrutura cristalina e as características químicas da apatita. É importante que a camada de HA depositada possua aderência à superfície do implante, a resistência ao cisalhamento deve ser alta e não deve apresentar fragilidade. A forma mais usual de deposição dos revestimentos sobre o titânio é por meio da aspensão térmica, técnica através da qual as partículas a serem depositadas são aceleradas e projetadas a altas temperaturas contra a superfície do implante. Neste processo a adesão é mecânica. Outras técnicas de deposição incluem eletroforese e precipitação a partir de soluções aquosas em ebulição. Apesar de existirem especulações quanto à qualidade do revestimento quando depositado por aspensão, esta técnica tem sido a mais usada. (Elias et al., 2000)

Apesar do largo uso de implantes com revestimento de HA, ainda existem controvérsias clínicas quanto ao diagnóstico e indicações. Em análises comparativas do desempenho dos implantes com e sem revestimento, deve-se considerar que o emprego dos implantes recobertos em HA é mais recente, além do fato do grande número de variáveis

envolvidas, entre elas: local de colocação, experiência do profissional, protocolo cirúrgico diferenciado, regime pós-operatório e próteses com tamanho e forma diferentes. (Elias et al., 2000).

Os implantes podem ter sua superfície alterada por aposição (hidroxiapatita, plasma *spray* de titânio) ou por tratamento mecânico (jateamento), cujo método tem se mostrado efetivo e promissor em relação a outros, como plasma *spray*. O risco é a presença de contaminantes decorrentes do processo de fabricação ou do jateamento e a possibilidade de corrosão dos mesmos, embora sua ação biológica provavelmente só possa ser avaliada pelo comportamento clínico e previsões do que é ou não aceitável ainda não é possível atualmente. (Siqueira et al., 1996).

Para Siqueira et al., em 1996, é necessário seguir um processo de limpeza antes da esterilização. Portanto, um implante esterilizado pode apresentar inúmeros contaminantes na superfície, sejam viáveis (orgânicos) ou inviáveis (inorgânicos). Pode-se ter micro-organismos mortos, mas resíduos orgânicos que podem afetar a energia superficial do implante e assim a osteointegração, além de eventuais reações orgânicas sistêmicas e/ou locais.

Assim sendo, é considerado a limpeza inicialmente e depois a esterilização dos implantes:

- Limpeza da superfície, independente de sua macro e micro topografia. Visa a eliminação de partículas decorrentes do processo de fabricação como óleo, partículas, resíduos ou sobras e outros componentes inorgânicos ou não viáveis. E a eliminação de partículas viáveis como pirogênios ou outros contaminantes orgânicos. É claro que atualmente parte-se do princípio que

tanto o ambiente de fabricação, preparo de superfície e embalagem devem ser realizados em área limpa, controlada para reduzir o número de contaminantes e facilitar o processo de limpeza.

- Esterilização propriamente dita, nesta etapa parte-se do princípio que a limpeza e preparo do implante já o deixaram livre de contaminantes orgânicos e inorgânicos não moleculares.

### Implantes de Zircônia

A zircônia pode ser um material alternativo ao titânio para a fabricação de implantes dentários. No entanto, não existem dados disponíveis sobre a resistência à fratura de uma peça de implante oral de zircônia. (Andriotti e Kohal, 2009). Sabe-se que os implantes de zircônia são biocompatíveis e têm propriedades mecânicas que os tornam adequados como materiais para implantes dentários e também pouco se sabe sobre como as modificações da superfície influenciam a estabilidade e resposta do tecido ósseo a implantes de zircônia. (Sennerby et al., 2005).

As propriedades mecânicas e de biocompatibilidade fazem da cerâmica de zircônia um material adequado para implante dentário. As características dos dentes, como cor, a capacidade para ser usinado e as placas de baixa afinidade, fazem da zircônia, recurso especialmente adequado como um material de implante dentário. Sua influência na modificação da superfície na osseointegração deste material não tem sido exclusivamente investigado. A rugosidade dos implantes de zircônia se aprimora na aposição óssea e tem um efeito benéfico sobre a resistência ao cisalhamento interfacial. (Gahlert et al., 2007).

Conforme o site <http://implart.com.br>, as vantagens e desvantagens do implante de zircônia.

As vantagens são:

- Aparentemente, os implantes dentários de titânio podem levar a maior inflamação de tecidos moles que os implantes de zircônia;
- A zircônia é um material altamente biocompatível, mais até do que o titânio;
- A cor desses implantes pode ser branca, o que favorece a estética;
- A cerâmica de zircônia é altamente resistente, com altas propriedades mecânicas.

E as desvantagens são:

- Não há ainda estudos de acompanhamento de casos com mais de 5 anos (contra mais de 40 anos com titânio);
- Não se sabe se o implante pode fraturar com o tempo (envelhecimento do implante);
- Não se sabe ao certo de possíveis problemas à saúde que possa causar ao paciente.

## DISCUSSÃO

A execução do tratamento de superfície de implantes no que se refere à reparação estética e o restabelecimento dos elementos mastigatórios, ou seja, os dentes perdidos por qualquer causa, devolve ao paciente a desejável funcionalidade da sua atividade vocal, satisfatória da saúde bucal e do sistema digestivo.

Além disso, a integração das unidades artificiais ao organismo do paciente dá-lhe bem-estar e elevação da autoestima, cujas circunstâncias concorrem para um estado psicológico positivo na interação biológica e social, porque a estrutura dental fixa e a segurança proporcionada por esta a partir da construção de próteses devidamente desenvolvidas com tecnologia e critérios científicos seguros, são fatores de excelência fundamental ao tratamento odontológico, na medida em que se alcança a finalidade sanitária bucal e o eficaz aprimoramento estético-funcional.

Com o aumento desses recursos técnicos-científicos o tratamento de reposição dos dentes artificialmente afasta o transtorno diário típico do uso de próteses móveis, daí porque o implante se apresenta como resolução ideal para o restabelecimento das condições clínicas, desde que o paciente aja corretamente no tocante à regular manutenção e higiene indispensáveis à qualidade fisiológica e à finalidade biomecânica.

## DISCUSSÃO FINAL

Conforme Elias et al., em 2000, a interação das células e tecidos com o implante é afetada pela topografia em níveis macroscópicos e a rugosidade em nível microscópico. A prioridade espera-se que o aumento da área superficial do implante, aumente o número de sítios para as células se ligarem, facilite o crescimento dos tecidos e aumente a estabilidade mecânica. Fibroblastos evitam as superfícies rugosas e se acumulam em regiões mais lisas.

Em contrapartida, macrófagos exibem rugofilia, ou seja, preferem superfícies rugosas. 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.

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 possui rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderá ocorrer ausência dos sítios de fixação. Por outro lado, se o implante possuir grandes números de picos ou vales, mas estes possuem superfícies lisas, as células, igualmente, não poderão se fixar.

Do ponto de vista fisiológico, a superfície rugosa em relação à superfície lisa oferece vantagem, porque melhora a proliferação do osso. Estudos experimentais em animais têm demonstrado que a cicatrização dos tecidos conjuntivos ou osso, não depende apenas do biomaterial, mas também da estabilidade biomecânica durante a fase de cicatrização. Por sua vez a estabilidade biomecânica se relaciona com a espessura do osso, desenho, micromorfologia superficial e qualidade do leito do implante.(Lima et al., 1996).

## REFERÊNCIAS

1. Andreiotelli, M, Kohal, RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(2):158-66.
2. Carvalho, BM, Pellizzer, EP, Moraes, SLD, Falcón-Antenicci, RM,Junior, JSF. Tratamentos de superfície nos implantes dentários – Surface treatments in dental implants. *Cir Traumatol Bucomaxilofac.* 2009;9(1):123-30.
3. Dinato, JC, Polido, WD. Implantes Osseointegrados: Cirurgia e Prótese. Texeira, Eduardo Rolim. *Superfícies dos Implantes – O Estágio Atual.* São Paulo: Arte Médicas, 2004. p. 63-70.
4. Elias, CN, Lima, JHC, Prado, MHS. Importância da Superfície dos Implantes Osseointegráveis na Biofixação. IBI – Inst Bras de Implant. 2000 [citado em abril de 2010]. Disponível em: <http://www.ibi.org.br/Artigos/Importancia%20da%20superficie%20dos%20implantes%20na%20biofixacao.htm>
5. Gahlert, M, Gudehus, T, Eichhorn, S, Steinhauser, E, Kniha, H, Erhardt, W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):662-8.
6. Groisman, M, Barbara, A, Harari, N.D.. Implantes com Cobertura de Hidroxiapatita – Uma Análise Clínica Retrospectiva de 3 anos. *Rev Bras Implant.* 1997;3(2):18-22.
7. Le Guéhennec, L, Soueidan, A, Layrolle, P, Amouriq, Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mat.* 2007;23(7):844-54.
8. Lima, JHC, Barboza, EP, Elias, CN, Gomes, DT. Treatments and Characterization of surface of osseointegrated implants. IBI. 1996:21-5.
9. Paiva, JS de, Almeida, RV de. Implantodontia: A atuação clínica baseada em evidências científicas. In: Groisman, M, Vidigal Jr, GM. *Tipos de Superfícies de Implantes.* São Paulo: Artes Médicas; 2005. p. 39-52.
10. Sennerby, L, Dasmah, A, Larsson, B, Iverhed, M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(suppl 1):13-20.
11. Implantes dentários de zirconia - possível evolução dos implantes. [citado em abril de 2010]. Disponível em: <http://implart.com.br/noticias/59-implantes-dentarios-de-zirconia>

12. Siqueira, JTT de, Stival, N, Velasco Dias, P. Considerações sobre limpeza de superfícies de implantes dentários jateados. Rev Bras Implant. 1996;2(1):6-11.
13. Stanford, C M. Surface modifications of implants. Oral Maxillofacial Surg. Clin N Am. 2002;14(1):39-51.

## 5. Referências

1. Andreiotelli, M, Kohal, RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(2):158-66.
2. Carvalho, BM, Pellizzer, EP, Moraes, SLD, Falcón-Antenicci, RM, Junior, JSF. Tratamentos de superfície nos implantes dentários – Surface treatments in dental implants. *Cir Traumatol Bucomaxilofac*. 2009;9(1):123-30.
3. Dinato, JC, Polido, WD. Implantes Osseointegrados: Cirurgia e Prótese. Teixeira, Eduardo Rolim. Superfícies dos Implantes – O Estágio Atual. São Paulo: Arte Médicas, 2004. p. 63-70.
4. Elias, CN, Lima, JHC, Prado, MHS. Importância da Superfície dos Implantes Osseointegráveis na Biofixação. IBI – Inst Bras de Implant. 2000 [citado em abril de 2010]. Disponível em: <http://www.ibi.org.br/Artigos/Importancia%20da%20superficie%20dos%20implantes%20na%20biofixacao%20na%20maxila%20de%20porco.htm>
5. Gahlert, M, Gudehus, T, Eichhorn, S, Steinhäuser, E, Kniha, H, Erhardt, W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(5):662-8.
6. Groisman, M, Barbara, A, Harari, N.D.. Implantes com Cobertura de Hidroxiapatita – Uma Análise Clínica Retrospectiva de 3 anos. *Rev Bras Implant*, 1997;3(2):18-22.
7. Le Guéhennec, L, Soueidan, A, Layrolle, P, Amouriq, Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mat*. 2007;23(7):844-54.
8. Lima, JHC, Barboza, EP, Elias, CN, Gomes, DT. Treatments and Characterization of surface of osseointegrated implants. IBI. 1996:21-5.
9. Paiva, JS de, Almeida, RV de. Implantodontia: A atuação clínica baseada em evidências científicas. In: Groisman, M, Vidigal Jr, GM. Tipos de Superfícies de Implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2005. p. 39-52.
10. Sennerby, L, Dasmah, A, Larsson, B, Iverhed, M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(suppl 1):13-20.
11. Implantes dentários de zircônia - possível evolução dos implantes. [citado em abril de 2010]. Disponível em: <http://implart.com.br/noticias/59-implantes-dentarios-de-zirconia>
12. Siqueira, JTT de, Stival, N, Velasco Dias, P. Considerações sobre limpeza de superfícies de implantes dentários jateados. *Rev Bras Implant*. 1996;2 (1):6-11.
13. Stanford, C M. Surface modifications of implants. *Oral Maxillofacial Surg. Clin N Am*. 2002;14(1):39-51.

## **6. Anexo**

Normas da Revista RGO: <http://www.revistargo.com.br/submissions.php>