

# Superfícies de implantes dentários



ILIO CÉSAR MATIAS DE SOUZA  
JOSÉ SANDRO PEREIRA DA SILVA  
FERNANDO GABRIEL OLIVEIRA  
LUÍS AUGUSTO ROCHA

## INTRODUÇÃO

Desde os estudos desenvolvidos por Branemark (1969), a implantodontia tem alcançado avanços tecnológicos e sucesso clínico significativos no que diz respeito à aplicação de sistemas de implantes dentários e maxilofaciais.<sup>1-3</sup> Atualmente, estima-se que mais de dois milhões de implantes dentários são instalados por ano.<sup>3</sup> Esta taxa de instalação provavelmente será ultrapassada nos próximos anos, não apenas devido ao crescimento e/ou ao envelhecimento da população, mas também devido às altas taxas de sucesso clínico.<sup>3</sup>

Nos últimos anos, atenção tem sido dada ao desenvolvimento de diferentes tipos de superfícies e formas geométricas de sistemas de implantes dentários à base de titânio.<sup>4</sup> Conseqüentemente, a taxa de sucesso clínico dos sistemas de implantes, de aproximadamente 89% após 10-15 anos, tem sido diretamente relacionada ao processo de **osseointegração** da superfície do implante propriamente dito e à **estabilidade** da interface implante-tecido ósseo a longo prazo.<sup>3,5</sup> O entendimento da influência das características de superfície dos materiais sobre a **biocompatibilidade** e o processo de osseointegração tem sido particularmente importante para o sucesso clínico dos sistemas de implantes. Ainda, as características morfológicas e os tipos de conexões dos sistemas de implantes dentários são determinantes sobre a disposição e a condição fisiológica dos tecidos peri-implantares.<sup>6-9</sup>

### OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM:

- Conhecer os aspectos físicos e químicos de diferentes tipos de superfície de implantes dentários
- Conhecer técnicas atuais de modificação de superfícies de implantes dentários
- Relacionar as propriedades de superfície ao processo de osseointegração

## SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Um sistema de implante dentário é basicamente dividido em dois componentes estruturais: **implante dentário propriamente dito**; e **pilar protético**, universalmente chamado de *abutment*. Estes componentes são conectados sob carga e conseqüente fricção de superfícies de contato mediante a aplicação de torque sobre um parafuso que atravessa o pilar e é rosqueado dentro da conexão interna do implante propriamente dito (Fig. 11.1). Os dois componentes também podem ser conectados pelo sistema de roscas do próprio pilar protético. O valor de torque aplicado varia para cada sistema ou fabricante.

Antes da conexão com o componente ou pilar protético, o implante dentário propriamente dito é posicionado ou instalado com a sua maior área de superfície rosqueável em contato com o tecido ósseo, determinando uma área de superfície osseointegrável (Fig. 11.1). Já a extremidade de conexão ao pilar protético, podendo ser chamada de plataforma ou módulo de crista, torna-se exposta ao meio ambiente oral. Sistemas de implantes de corpo único, ou seja, onde pilar protético e implante consistem em um componente estrutural único, também são comercialmente disponíveis para aplicação em determinados casos clínicos.

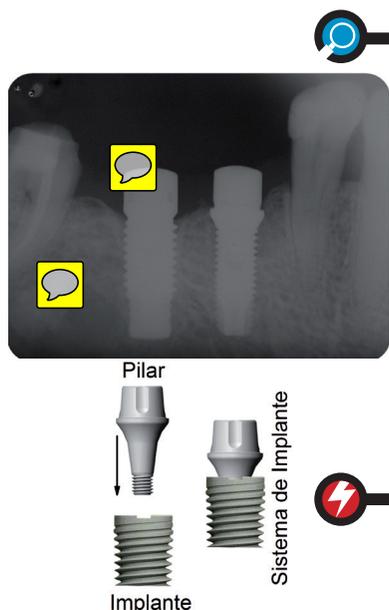


Figura 11.1 – Radiografia de dois sistemas de implantes dentários osseointegrados (esquerda). Ilustração esquemática do sistema de implante dentário do tipo cone Morse (direita).

Foto gentilmente cedida pelo Prof. César A. Benfatti do Departamento de Odontologia da UFSC, Brasil.

Materiais à base de titânio ainda são selecionados em **primeira escolha**, para fabricar tanto o implante propriamente dito quanto o pilar protético.

Especificamente, o titânio comercialmente puro (Ti CP), grau II ou IV, é usado para fabricar o implante dentário propriamente dito, considerando suas propriedades biológicas e mecânicas. Já o pilar protético é fabricado a partir de ligas de titânio, como é o caso da liga Ti-6Al-4V, devido à sua superior resistência mecânica necessária para suportar cargas oriundas da mastigação transferidas pelas estruturas protéticas (Fig. 11.1). Pilares de ligas de titânio associados com cerâmicas, como a zircônia estabilizada com ítria, também são oferecidos por algumas indústrias de implantes dentários para prover melhores resultados estéticos.

Vale salientar que estudos *in vitro* têm reportado um **potencial tóxico e mutagênico** de íons e nanopartículas de Ti, Al e V, liberados durante o processo de reação química e corrosão destas ligas, em contato com fluidos fisiológicos.<sup>7, 10-12</sup> Sendo assim, ligas à base de titânio, incluindo outros elementos como zircônio (Zr), nióbio (Nb) e tântalo (Ta), estão sendo testadas para que possam substituir as ligas de Ti6Al4V.<sup>6, 13</sup>

Sistemas de implantes cerâmicos à base de zircônia estabilizada com ítria também têm sido propostos; no entanto, são necessários estudos a longo prazo considerando várias condições clínicas de reabilitação para que possam ser aplicados com alto nível de confiabilidade.

## SUPERFÍCIE DE TITÂNIO

O titânio comercialmente puro (Ti CP) é reportado na literatura como um material com alta resistência à corrosão em soluções fisiológicas e uma excelente biocompatibilidade.<sup>6, 14, 15</sup> Propriedades como baixa densidade (4,5 g/cm<sup>3</sup>), combinada com baixa condutividade termoelétrica e alta resistência mecânica tornam esse material atraente na implantodontia.

Em um tempo extremamente curto, em torno de 30 milisegundos após acabamento, a superfície do Ti CP é coberta por uma camada fina de óxido de titânio composta comumente por TiO<sub>2</sub> com espessura variando entre 1 a 20 nm.<sup>18, 19</sup> Pode-se encontrar também TiO, TiO(OH) ou Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub> na composição da camada de óxido de titânio após contato com água deionizada. O Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub> formado em contato com ar é rapidamente convertido para TiO(OH)<sub>2</sub> e em seguida para TiO<sub>2</sub>, após reação com moléculas de H<sub>2</sub>O.<sup>20, 21</sup> Além disso, cálcio e fósforo são incorporados na camada de óxidos após implantação em tecido ósseo, o que favorece o processo de osseointegração.<sup>18</sup>



A camada de óxidos é, muitas vezes, denominada de **filme passivo**, pois possui uma estrutura estável e compacta, o que indica a sua alta resistência à corrosão em solução fisiológica.<sup>6, 14, 15</sup> A alta biocompatibilidade do Ti CP é atribuída ao filme passivo em sua superfície, proporcionando uma interação com moléculas protéicas do plasma sanguíneo quando implantado. Entretanto, a formação e estabilidade do filme passivo depende do pH do meio e da presença de substâncias corrosivas ao filme de óxido de titânio.<sup>6, 14, 15, 22</sup> A camada de TiO<sub>2</sub> é também modificada em presença de H<sup>+</sup> encontrado em meio ácido, o que poderá resultar em Ti(OH)<sub>3</sub><sup>+</sup>. Estudos prévios têm revelado corrosão do titânio e suas ligas em meios contendo substâncias corrosivas como fluoretos, ácido láctico ou peróxido de hidrogênio.<sup>15, 22-24</sup>

A ocorrência de corrosão, localizada na superfície de Ti CP, na forma de pites, é descrita como resultante da presença de concentrações de no mínimo 30 ppm de HF, formado pela dissociação de altas concentrações de fluoretos terapêuticos (ex. fluoreto tópico).<sup>25</sup> Conseqüentemente, a superfície é modificada em morfologia, gerando perda de material e maior rugosidade.<sup>15, 26</sup> Da mesma forma, a composição química da camada de óxido de titânio é alterada, revelando a presença de Ti(OH)<sub>2</sub>F<sup>+</sup> e sais como [TiF<sub>6</sub>]<sub>2</sub><sup>-</sup>, TiF<sub>4</sub>, [TiF<sub>6</sub>]<sub>3</sub><sup>-</sup> e TiOF<sub>2</sub>.<sup>25</sup>

Sendo assim, superfícies de titânio expostas ao meio oral, como pilares protéticos ou plataforma de implantes dentários, podem ser suscetíveis ao processo de corrosão, dependendo da concentração das substâncias corrosivas circundantes.<sup>15, 24</sup> Considerando o processo industrial, substâncias corrosivas, como ácido hidrófluorídrico (HF), podem ser úteis para a modificação da topografia de superfícies de titânio, aumentando a rugosidade e a área de superfície disponível para o processo de osseointegração.

### Biocompatibilidade

Capacidade de um material de estimular uma resposta biológica apropriada em uma determinada aplicação no organismo. A biocompatibilidade depende das condições do hospedeiro, das propriedades do material e da localização anatômica em que o material é aplicado.<sup>16, 17</sup>

## MÉTODOS DE MODIFICAÇÃO FÍSICA E QUÍMICA DE SUPERFÍCIE DE IMPLANTES

Nos últimos anos, inúmeras pesquisas têm sido realizadas a fim de aprimorar o processo de osseointegração dos implantes dentários em um período de 12 semanas na maxila e de seis semanas na mandíbula.<sup>2, 27, 28</sup>

### Osseointegração

Processo de conexão direta estrutural e funcional entre a superfície do implante propriamente dito e o tecido ósseo, sem a interposição de tecido conjuntivo fibroso.

A **osseointegração** é um processo de conexão direta estrutural e funcional entre a superfície do implante propriamente dito e o tecido ósseo, sem a interposição de tecido conjuntivo fibroso.<sup>1, 2, 27, 29</sup> A **primeira fase** do processo de osseointegração é denominada de osteocondução, que consiste no recrutamento e migração de células osteogênicas à superfície do implante resultante da ativação de plaquetas sanguíneas e presença de fatores de crescimento como PDGF, PGE2 e TGF- $\beta$ . A **segunda fase** envolve a formação do "novo" osso pela mineralização da matriz interfacial equivalente ao que ocorre na linha de cimento de tecido ósseo natural. A **última fase** consiste no processo lento de remodelação óssea.<sup>29</sup>

### Molhabilidade

Medida do ângulo de contato crítico formado pelo escoamento de uma gota de líquido em uma superfície. Este dado pode ser expresso em tensão superficial crítica (dinas/cm<sup>2</sup>). O material com tensão superficial crítica de 20 a 30 dinas/cm<sup>2</sup> exibe mínima adesividade biológica.

Alguns fabricantes utilizam combinações de procedimentos para obter as alterações de superfície desejadas para o processo de osseointegração.<sup>30</sup> Tratamentos de superfície, como o jateamento com partículas de sílica (SiO<sub>2</sub>), titânia (TiO<sub>2</sub>) ou alumina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), jateamento com plasma de titânio, subtração por reação com substâncias ácidas, implantação iônica e revestimento/modificação com fosfato de cálcio estão disponíveis comercialmente com eficácia clínica comprovada (>95% acima de cinco anos).<sup>18, 31</sup>

Muitos desses estudos objetivam reduzir o tempo de osseointegração, modificando a estrutura da superfície em escala micro e nanométrica e aumentando a rugosidade ou porosidade na superfície dos implantes dentários. Estudos na literatura têm demonstrado que a rugosidade da superfície dos implantes de titânio afeta o grau de osseointegração.<sup>32</sup> Além da rugosidade, a composição química é outra variável importante para a posição óssea peri-implantar, pois influencia na energia de superfície. Portanto, a energia da superfície irá determinar a molhabilidade e a hidrofília da superfície,<sup>33, 34</sup> o que relaciona-se à adsorção de moléculas provenientes do ambiente fisiológico.<sup>35-37</sup> Os implantes com alta energia de superfície apresentam melhor molhabilidade e maior afinidade por adsorção de proteínas, resultando em uma maior velocidade de osseointegração.<sup>38</sup>

### LEMBRETE

A energia na superfície de um sólido é maior do que no seu interior, pois as ligações atômicas encontram-se incompletas na superfície.<sup>33</sup>

## MICRO E NANOTEXTURIZAÇÃO DE SUPERFÍCIES

O processo inicial de fabricação de sistemas de implantes à base de titânio consiste em um processo de usinagem de barras fundidas de titânio e suas ligas. Superfícies usinadas podem ser submetidas

a um processo de abrasão por jateamento de partículas abrasivas cromométricas de aproximadamente 250  $\mu\text{m}$ , como óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), óxido de silício ( $\text{SiO}_2$ ) ou óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ).<sup>39</sup> Em seguida, as superfícies microtexturizadas são condicionadas sob vibração ultrassônica em soluções ácidas, entre elas: ácido clorídrico (HCl); ácido hidrofluorídrico (HF); ácido nítrico ( $\text{HNO}_3$ ) e o ácido sulfúrico ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ). Geralmente, o material é imerso em duas substâncias ácidas (p. ex.,  $\text{HNO}_3$  e HF), por aproximadamente 10 minutos sob vibração ultrassônica a uma temperatura de 60 a 100 °C. Vale salientar que o processo de remoção das partículas abrasivas tem sido otimizado industrialmente, evitando a permanência de partículas abrasivas embicadas na superfície, o que ocorria quando a técnica foi inicialmente aplicada. Este tipo de superfície, jateada e imersa em substâncias ácidas, é conhecida comercialmente como **SLA** e pode atingir valores de rugosidade média ( $R_a$ ) entre 1,1 a 2,7  $\mu\text{m}$ , aumentando a área de contato no processo de integração óssea (Fig. 11.2). Além disso, a morfologia desta superfície aprimora o processo de osteocondução com a adesão de fibrina e de células osteogênicas, resultando em aposição de tecido ósseo diretamente sobre a superfície do implante.

Outras técnicas oriundas da indústria eletrônica, como a litografia e aplicação de laser, podem ser aplicadas para texturizar a superfície em escala nanométrica, revelando bons resultados na adesão de células osteogênicas à superfície.<sup>40</sup>

Um processo adicional de modificação de superfície SLA com contínua submersão do implante em solução isotônica mantém a superfície quimicamente estável, aumentando a sua reatividade e aposição óssea durante as fases iniciais da osseointegração<sup>41, 42</sup> (Steinemann, 1998; Buser e colaboradores, 2004). Esta superfície é conhecida como SLA active ou SLA modificada. Estudos têm revelado uma alta hidrofília e molhabilidade para as superfícies SLA modificadas, resultando em aumento da área de superfície osseointegrável nas primeiras quatro semanas de osseointegração.<sup>42-45</sup> Demais estudos têm revelado que o crescimento e a aglomeração dos osteoblastos nas superfícies SLA modificadas produzem marcadores de diferenciação caracterizados pelo aumento da atividade da fosfatase alcalina e da síntese da osteocalcina, criando um microambiente osteogênico, por meio da maior produção de reguladores osteogênicos como PGE2 e TGF- $\beta$ 1.<sup>36, 37</sup>

#### SAIBA MAIS

Um processo adicional de modificação de superfície SLA com contínua submersão do implante em solução isotônica mantém a superfície quimicamente estável, aumentando a sua reatividade e aposição óssea durante as fases iniciais da osseointegração.

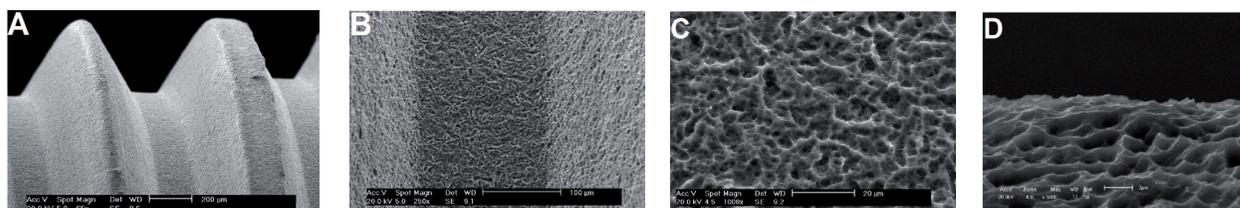


Figura 11.2 – Topografia de superfícies de Implantes dentários SLA (Neodent®, Curitiba, Brasil). Micrografias obtidas em modo elétrons secundários em aumentos de 65x (A), 250x (B), 1000x (C) e 5000x (D).

Foto gentilmente cedida pelo Prof. César A. Benfatti, do Depto. de Odontologia da UFSC, Brasil.

## ANODIZAÇÃO

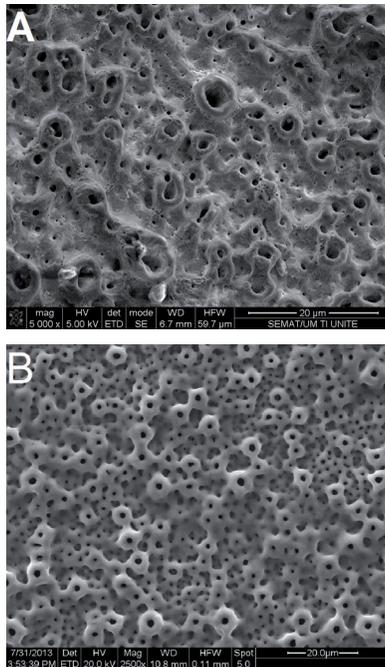


Figura 11.3 – Micrografias obtidas por MEV com aumento de 5000x (escala de 20 µm) em modo elétrons secundários revelando a morfologia de superfícies modificadas por processo de anodização. Superfície porosa de óxido de titânio (Ti Unite Nobel Biocare) (A). Superfície anodizada porosa à base de Ca/P (B).

A anodização é outro método de modificação de superfície, já comercialmente adotado por algumas empresas. Neste processo eletroquímico, o titânio é colocado como ânodo em um circuito elétrico, no qual se aplica uma tensão ou corrente elétrica pré-definida, que irá forçar a oxidação da superfície do titânio, criando um filme de óxido com propriedades variáveis, de acordo com as condições de processamento.

A literatura apresenta, essencialmente, dois tipos de estruturas formadas pela anodização de titânio. A formação de um filme de nanotubos de  $\text{TiO}_2$  pode ocorrer em condições bem definidas de baixa voltagem, longos tempos de processamento e eletrólitos com elevado teor de íons  $\text{F}^-$ . Neste caso, ocorre um processo simultâneo de oxidação e dissolução na interface metal/eletrólito, que dá origem ao crescimento ordenado de estruturas tubulares de dimensões

homométricas.<sup>47, 48</sup>

O segundo caso (que pode ser encontrado em superfícies comerciais de implantes dentários) é caracterizado pela aplicação de tensões elétricas muito elevadas, formando um filme mais espesso, mais rugoso e com elevada porosidade (Fig. 11.3A).<sup>49-51</sup> A aplicação de tensões elétricas muito elevadas leva ao rápido crescimento do filme de óxido, que atua como uma barreira à passagem da corrente elétrica no circuito. Porém, quando a tensão elétrica aplicada ultrapassa o limite de ruptura dielétrica do filme, a corrente passa a fluir através do filme sob a forma de microdescargas energéticas que fundem localmente o material, dando origem à estrutura porosa.<sup>52</sup> Este aumento de rugosidade e porosidade da superfície está descrito em vários trabalhos como um fator positivo para a osseointegração do implante.<sup>53-55</sup>

Outra particularidade deste processo é a possibilidade de controlar a composição química e a estrutura cristalina do óxido (Fig. 11.3B). O uso de eletrólitos contendo íons de elementos bioativos como cálcio e fósforo permite a incorporação dos mesmos na estrutura do óxido, originando superfícies com uma maior afinidade química com o tecido ósseo.<sup>55, 56</sup> Para além disso, o sobreaquecimento do filme devido às microdescargas de alta energia provoca o aparecimento de fases cristalinas de anatase e rutilo, que alguns autores também consideram um parâmetro influente na bioatividade do material.<sup>58, 59</sup>

Tendo em conta outros aspectos, é também importante ressaltar que os filmes obtidos por anodização apresentam uma elevada resistência à corrosão e ao desgaste mecânico.<sup>60</sup> Trabalhos recentes descrevem a tribocorrosão (ação simultânea de desgaste mecânico em ambiente corrosivo) como um problema que afeta a superfície do implante, não só durante a sua inserção, mas também devido às cargas transmitidas pelos movimentos de mastigação.

### SAIBA MAIS

Filmes obtidos por anodização apresentam uma elevada resistência à corrosão e ao desgaste mecânico.



O uso de implantes com a superfície anodizada é referido como um meio eficaz de conter/minimizar a degradação da superfície, essencialmente devido às boas propriedades mecânicas das fases cristalinas de anatase e rutilo.<sup>61-64</sup>

## TÉCNICAS DE RECOBRIMENTO

Técnicas têm sido propostas com o intuito de revestir as superfícies de implantes com camadas de fosfato de cálcio, principalmente hidroxiapatita (HA). O objetivo após a implantação de implantes revestidos por fosfatos de cálcio é promover a liberação de fosfato de cálcio na região osso-implante, aumentando a saturação de fluidos, a precipitação de apatita contendo proteínas endógenas e estimulando a adesão e o crescimento de células osteogênicas.<sup>29</sup>

Técnicas baseadas em deposição de titânio (TPS) ou hidroxiapatita (HA) por *spray* de plasma têm sido usadas para modificação de implantes dentários de titânio. Esta técnica consiste em injetar pó de titânio ou hidroxiapatita dentro de um sistema de plasma em alta temperatura. As partículas do pó são então projetadas sobre a superfície de titânio, onde compactam após resfriamento, formando um filme de aproximadamente 30 µm de espessura.<sup>31, 65, 66</sup> A rugosidade média (*Ra*) de superfícies TPS e HA modificadas por *spray* de plasma atinge valores de aproximadamente 7 e 1 µm, o que aumenta a área de superfície para osseointegração.<sup>31, 65</sup> No entanto, filmes depositados por esta técnica têm apresentado poros, fissuras e tensões residuais internas e na interface implante-filme, sendo suscetíveis a falhas por fratura e delaminação durante a implantação ou sob carga oclusal.<sup>67</sup>



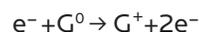
Com o intuito de produzir filmes e interfaces íntegras, tem ocorrido um crescimento de técnicas de tratamento de superfícies que são **ambientalmente limpas**. Entre elas está a **nitretação iônica**, que consiste na deposição de nitretos em superfícies de titânio quando inseridas em plasma de nitrogênio. Além do fator ambiental, várias são as vantagens desta técnica sobre as convencionais, tais como baixa temperatura de tratamento, melhor controle da espessura da camada, tempo de tratamento inferior, uniformidade na espessura da camada, nitretação de partes da peça, entre outras.<sup>68</sup>

A nitretação de implantes de titânio cilíndricos com o mesmo padrão de modelagem de uso corrente no mercado pode gerar superfícies com a formação de nitretos de titânio (TiN ou Ti<sub>2</sub>N), de topografia homogênea e com alta molhabilidade, em condições experimentais bem controladas, sugerindo um potencial favorável para aplicação em ambientes biológicos.<sup>69</sup> Além disso, o nitreto de titânio apresenta alta dureza associada a uma alta resistência ao desgaste e baixo coeficiente de atrito. O processo é conhecido como **nitretação iônica** (*ion-nitriding*), **nitretação em descarga luminosa** (*glow discharge nitriding*) ou **nitretação por plasma** (*plasma nitriding*).

O **plasma** pode ser produzido em laboratório pela aplicação de uma diferença de potencial entre dois eletrodos contidos em um sistema hermeticamente fechado e a uma pressão suficientemente baixa. Elétrons e íons gerados são acelerados pelo campo elétrico, colidindo com outras partículas e produzindo, assim, mais íons e elétrons pela seguinte combinação

## SAIBA MAIS

O **plasma** pode ser produzido em laboratório pela aplicação de uma diferença de potencial entre dois eletrodos contidos em um sistema hermeticamente fechado e a uma pressão suficientemente baixa.



em que  $G^0$  é o átomo ou molécula do gás no estado fundamental e  $G^{+}$  representa um íon deste gás. Devido a essa produção de cargas, uma corrente elétrica é gerada e varia com a diferença de potencial entre eletrodos. O catodo é a região mais importante no estudo da nitretação iônica, porque é nele que se desenvolve a maioria dos eventos responsáveis pelas características da camada nitretada. Entre estes eventos destaca-se o *sputtering* da superfície, a dissipação de calor pelo bombardeio das partículas, a criação de defeitos na rede cristalina do catodo (substrato), a deposição de nitretos, a adsorção e a difusão de nitrogênio.<sup>68</sup>

A técnica de nitretação em plasma na configuração de catodo oco foi introduzida recentemente para a modificação de implantes de titânio de uso clínico e amostras experimentais, por meio de um dispositivo que gera plasma altamente excitado e com densidade aumentada sob temperatura controlada (200-500 °C). Implantes cilíndricos foram submetidos a um plasma contendo a mistura de  $N_2$  20% e  $H_2$  80% em pressões de 150 e 250 Pa, temperaturas de 400, 450 e 500 °C durante **uma** e duas horas. A caracterização de superfície mostrou que esse tipo de plasma é eficaz na formação de camadas de nitretos, principalmente TiN e  $Ti_2N$ , com alta hidrofília e biocompatibilidade, e na alteração da topografia, produzindo rugosidade média  $Ra$ , variando de 0,2 a 0,8  $\mu m$  (Fig. 11.4).<sup>68, 70, 71</sup>

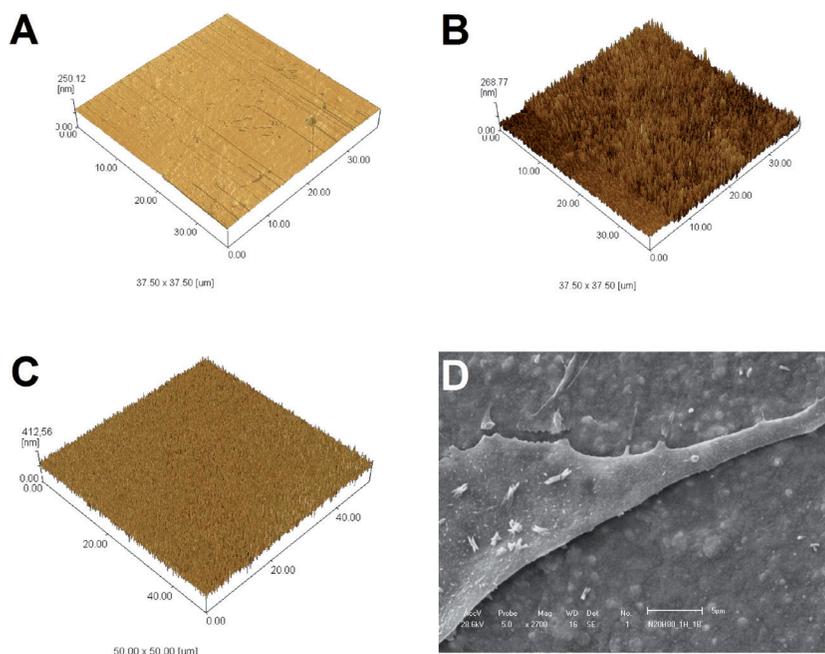


Figura 11.4 – Imagens obtidas por microscopia de força atômica (AFM) de amostra polida com solução de sílica coloidal (A) e nitretada com diferentes configurações de plasma (B,C). Micrografia obtida por MEV em modo elétrons secundários com aumento de 2700x (escala de 5  $\mu m$ ), revelando adesão celular em superfície de titânio nitretada (D).

## MODIFICAÇÃO DE SUPERFÍCIE EM SOLUÇÕES CONTENDO FOSFATO DE CÁLCIO

Com o propósito de mimetizar a deposição natural de cristais de apatita de fosfatos de cálcio sobre a superfície de implantes, métodos laboratoriais foram desenvolvidos para promover a precipitação de fosfatos de cálcio sobre titânio em meios fisiológicos simulados.<sup>18, 31</sup> Este método envolve a nucleação heterogênea e o crescimento de cristais formados pela relação Ca/P sobre a superfície do implante em temperatura e pH similares aos encontrados no corpo humano. Duas etapas são apresentadas neste processo **biomimético**:

- 1) as superfícies dos implantes de titânio são tratadas em solução alcalina para formar grupos hidroxila (OH) sobre a superfície e formar pontos de nucleação cerâmica;
- 2) a nucleação heterogênea e o crescimento de fosfato de cálcio são iniciados pela união química entre aglomerados nanoparticulados formando uma matriz não organizada estabilizada por íons magnésio.<sup>72</sup> Este método pode envolver uma ampla variedade de fosfatos de cálcio que podem ser depositados como fosfato octacálcio ou apatita carbonada sintética.<sup>72, 74</sup>



Estudos têm revelado que os revestimentos biomiméticos com fosfatos de cálcio são **rapidamente solubilizados e absorvidos por osteoclastos** em comparação aos revestimentos a plasma.<sup>74</sup>

Outro método envolve a eletrodeposição de fosfato de cálcio, aplicando uma corrente elétrica sobre o titânio (cátodo) e um eletrodo como ânodo (platina). Este método eletroquímico é geralmente realizado em soluções com pH ácido, formando revestimentos de bruxita, que é posteriormente convertida em apatita pelo processo hidrotérmico. Em meio fisiológico simulado, o processo eletroquímico permite que apatita carbonada seja depositada sobre titânio. O método eletroquímico possui eficácia e reprodutibilidade de produzir filmes de fosfato de cálcio com maior velocidade e com espessura controlada.<sup>75</sup>

### LEMBRETE

O método eletroquímico possui eficácia e reprodutibilidade de produzir filmes de fosfato de cálcio com maior velocidade e com espessura controlada.

## SUPERFÍCIES REVESTIDAS POR POLÍMEROS BIOINTEGRÁVEIS OU FUNCIONALIZADAS COM BIOPOLÍMEROS

Superfícies de titânio podem ser também revestidas com polímeros. Alguns exemplos são o polietilenoglicol (PEG) ou poli-(L-lisina)-g-PEG.<sup>18</sup> A ideia de revestimento com materiais poliméricos baseia-se no intuito de incorporar drogas (p. ex., antimicrobianos) nestes materiais, para que possam ser liberados ao longo do tempo. Um método utilizado para revestimento com PEG foi a electrodeposição aplicando-se um potencial catódico de -0,5 V vs. eletrodo calomelano (SCE) por 300 segundos. Durante a voltagem, as terminações  $\text{NH}_3^+$  do PEG migram e são depositadas sobre o titânio.<sup>18</sup>

Métodos promissores são criados com a proposta de revestir superfícies de implantes com fatores de crescimento (TGF- $\beta$ ), especialmente com proteínas morfogenéticas do osso (BMPs), TGF- $\beta$ 1, fatores



de crescimento derivados de plaquetas (PDGF) e à base de insulina (IGF-1 e 2).<sup>31</sup> O desafio é fazer com que os fatores de crescimento sejam liberados de forma gradual e não em uma única dose.

Outra ideia baseia-se em depositar drogas à base de bifosfonatos sobre a superfície de implantes, que controlem a remodelação óssea, aumentando a densidade óssea local.<sup>31</sup> As superfícies com maior afinidade a bifosfonatos são as superfícies modificadas eletroquimicamente por fosfatos de cálcio.<sup>31</sup> Entretanto, as limitações estão em controlar a dose ideal destas substâncias, determinante para a remodelação óssea.<sup>76</sup>

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo de materiais para fabricação de superfícies de implantes dentários tem se tornado um tema desafiador, impulsionado por problemas clínicos e busca de um maior índice de sucesso. Nesse aspecto, o desenvolvimento de superfícies é um ponto crítico, de modo que as propriedades físicas e químicas da superfície de um implante influenciam o tipo e a intensidade de interação com proteínas e células osteogênicas, determinando a interface implante-osso.

Diversos métodos estão sendo desenvolvidos ou aprimorados para alcançar os objetivos esperados, considerando um menor tempo de osseointegração e aumentando a taxa de sucesso de reabilitações orais suportadas por implantes. Lembrando que a saúde do paciente é sempre o objetivo principal de todo e qualquer avanço tecnológico.