

O titânio e suas ligas na implantodontia atual e sua caracterização diante das opções de tratamento de superfície

Titanium and its alloys in the current implantology and its characterization in front of the surface treatment options

Paula Carolina de Almeida¹
Adriano Gonçalves dos Reis¹

Correspondência: adriano.reis@ict.unesp.br
Submetido: 10/07/2018 Aceito: 06/12/2018

Resumo

Nas últimas décadas, a implantodontia tem impactado positivamente na melhoria da qualidade da vida humana. A crescente busca pelo implante dentário ideal e pelo desenvolvimento crescente de inúmeros produtos apresentados como biomateriais, além dos tipos de tratamento de superfície existentes, têm incentivado um elevado número de estudos voltados para o entendimento desta tecnologia. Dentre os biomateriais metálicos atualmente aplicados em implantodontia, o titânio comercialmente puro (TiCP) e suas ligas, com destaque para a liga (Ti6Al4V), são os mais usados. Desta forma, esta revisão de literatura busca apresentar os principais materiais metálicos usados atualmente na fabricação de implantes dentários, bem como suas principais propriedades desejadas, e as técnicas de caracterização e de tratamento das superfícies dos implantes.

Palavras-chave: Implantação Dentária; Titânio; Propriedades de Superfície.

Abstract

In recent decades, implantology has had a positive impact on improving the quality of human life. The growing search for the ideal dental implant, the increasing development of products presented as biomaterials, and existing types of surface treatments have encouraged several studies aimed at understanding this technology. Among the metal biomaterials currently applied in implantology, commercially pure titanium (TiCP) and its alloys, especially Ti6Al4V, are the most commonly used. This literature review investigates the main metallic materials currently used in the manufacture of dental implants, their desirable properties, and the techniques of characterization and treatment of implant surfaces.

Key words: Dental Implantation; Titanium; Surface Properties.

¹ Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho-ICT-UNESP, São José dos Campos, SP, Brasil.

Introdução

Com uma história de mais de quarentas anos de desenvolvimento, a busca pelo implante dentário ideal tem levado a inúmeros estudos para desenvolvimento desta tecnologia, visando à oferta de materiais eficazes, convenientes e acessíveis. Entretanto, existe uma crescente necessidade de novos trabalhos que possam contribuir para a compreensão dos fatores que definem o sucesso no uso dos implantes dentários. Estes fatores incluem os materiais usados na fabricação dos implantes dentários, as tecnologias de tratamento e técnicas de caracterização da superfície dos implantes [1].

Além da boa condução das técnicas empregadas pelos profissionais e da qualidade óssea apresentada pelo paciente, a previsibilidade do sucesso do tratamento com implantes dentários está relacionada com o tipo de superfície apresentada pelo material utilizado [2].

Alguns autores apresentam diferentes tipos de biomateriais para a fabricação de implantes dentários, destacando os metais, devido a algumas características importantes para a substituição dos elementos dentários, como o desempenho mecânico e a resistência à fadiga, uma vez que estes materiais serão constantemente submetidos a cargas de tração e compressão [3,4].

O desenvolvimento e o número de produtos apresentados como biomateriais avançou nas últimas décadas, impactando na melhoria da qualidade da vida humana, porém ainda existe grande necessidade de desenvolvimentos nesta área para que este tipo de tecnologia não esteja restrita a uma pequena parcela da população mundial. Mesmo com o uso de biomateriais já bem consolidado, existe a necessidade de investimento na tecnologia da produção e caracterização destes materiais, além do desenvolvimento de biomateriais inovadores [4].

Dentro deste contexto, esta revisão de literatura busca apresentar os principais materiais metálicos usados atualmente na fabricação de implantes dentários, bem como suas principais propriedades desejadas, e as técnicas de caracterização e de tratamento das superfícies dos implantes.

Revisão da literatura e Discussão

A biocompatibilidade é uma das principais características a ser considerada na escolha do tipo de material a ser usado na fabricação de um implante. O conceito de biocompatibilidade e de osseointegração, empregados desde os anos de 1937 e 1940, proporcionaram grande avanço para a medicina no que se refere à substituição de órgãos e na interação dos materiais autoplásticos com os tecidos vivos [3,4].

Os metais são altamente empregados como biomateriais na confecção de implantes, e devem cumprir uma série de requisitos, dentre eles serem biocompatíveis, não produzirem reações inflamatórias, tóxicas ou alérgicas, serem quimicamente estáveis e apresentarem apropriada resistência à corrosão, evitando a degradação no ambiente biológico [3]. Devem ainda apresentar propriedades mecânicas e químicas adequadas [3,5].

As diversas propriedades dos metais estão relacionadas à sua estrutura cristalina e à força das ligações destas estruturas. A densidade é resultado do agrupamento dos átomos em padrão cristalino tridimensional, de forma ordenada e repetida. A resistência à tração é consequência da intensidade destas ligações. E a deformação plástica ocorre devido às ligações não direcionadas, que permitem que a posição dos íons metálicos seja alterada sem destruir a estrutura cristalina [5].

Os metais mais utilizados como biomateriais são: os do grupo dos aços inoxidáveis, as ligas à base de cromo e cobalto, as ligas de titânio e o titânio comercialmente puro [3,4,5]. Todos os metais de uso biomédico são suscetíveis à corrosão quando em contato com os sistemas biológicos. Assim, para que seja possível o uso destes materiais, eles podem ser submetidos a tratamentos durante o processo de fabricação para a deposição adicional de óxidos em sua superfície, melhorando a

resistência à corrosão pela formação de uma película mais espessa de óxido, chamada camada de passivação, que minimiza a troca de íons com o meio [3,5].

Dentre os biomateriais metálicos atualmente aplicados em implantodontia, o titânio comercialmente puro (TiCP) e as ligas de titânio, com destaque para a liga (Ti6Al4V), são os mais usados. Possuem desempenho clínico desejável [6], devido às propriedades físico-químico-mecânicas como: baixa densidade, baixo módulo de elasticidade, alta resistência mecânica, além de excelente biocompatibilidade e maior tendência a osseointegração, além de reduzida reação com os tecidos circundantes, devido a formação rápida da camada de passivação (TiO₂) de espessura nanométrica na superfície do material [3,4,5].

O titânio é classificado de acordo com sua microestrutura, podendo ser do tipo alfa, beta ou alfa-beta. O titânio comercialmente puro (TiCP) apresenta uma estrutura cristalina hexagonal compacta (fase α) até 882 °C. Acima desta temperatura ocorre alteração para a estrutura cúbica de corpo centrado (fase β). Existem elementos estabilizadores e neutros que compõem essas estruturas. Alguns elementos, incluindo alumínio (Al), estanho (Sn) e zircônio (Zr), estabilizam a fase α , enquanto elementos como vanádio (Va), molibdênio (Mo), nióbio (Nb) e manganês (Mn) estabilizam a fase β . Desta forma, as propriedades da liga dependem da composição, das proporções relativas das fases α e β , dos tratamentos térmicos e das condições de processamento [5].

Implantes de TiCP e da liga Ti6Al4V apresentam similaridade em sua morfologia, topografia, composição de fases e química [5,6] e também no processo de osseointegração e ancoragem biomecânica, porém, é necessário maior número de estudos clínicos comparativos para determinar as diferenças clínicas em longo prazo entre os implantes de TiCP e da liga Ti6Al4V [6].

Pesquisas recentes focam em alterar a textura da superfície dos implantes de titânio a fim de melhorar o grau de osseointegração, promovendo principalmente o aumento da área de superfície de contato para que haja maior biointegração desta superfície com as células ósseas [7]. São as propriedades físicas e químicas das superfícies do implante que permitem melhor osseointegração, influenciando as respostas celulares conforme a topografia, a química, a carga e molhabilidade da superfície. Diferentes técnicas de tratamento de superfície podem modificar uma ou mais destas características [8,9].

O contato entre a superfície dos biomateriais e as células deve permitir uma biointegração, estimulando a ativação de genes específicos que promovam a remodelação óssea [9]. Nesta interação inicialmente ocorre adsorção de proteínas, lipídios, açúcar e íons determinando os tipos de células que se formarão junto à superfície. As células osteoblásticas, por exemplo, mostram maior afinidade às superfícies rugosas, sendo assim, as características da superfície do implante irão afetar a adesão de tipos celulares específicos [8].

A propriedade da química da superfície permite interação entre o material e as biomoléculas através de um grupo funcional ou energia livre, como a própria camada de TiO₂, ou pela adição de íons de cálcio, enxofre, fósforo e magnésio. As propriedades de topografia ou morfologia tridimensional da superfície, formada por picos e vales, podem ser caracterizadas em macro, nano ou microporos. Uma terceira propriedade são as cargas da superfície, que poderá ser negativa ou positiva, influenciando na adesão celular. Outra propriedade desejada é a molhabilidade da superfície, que permite maior interação do material com a água, podendo a superfície ser caracterizada em hidrofóbica ou hidrofílica. Ao alterar componentes químicos, topografia e carga da superfície, podem ocorrer também alterações no grau de molhabilidade [8,9,10].

Existem diversas técnicas de tratamento da superfície dos implantes, estas técnicas poderão modificar as propriedades físico-químicas da superfície do material ou recobrir esta superfície [8,9,10]. Dentre as técnicas de tratamento por modificação da superfície incluem-se jateamento, ataque químico, jateamento mais ataque químico, anodização eletroquímica, modificação por feixe de elétron e por laser. Dentre as técnicas de tratamento por recobrimento incluem-se por hidroxiapatita e biomimético por fluido corpóreo simulado.

A técnica de modificação da superfície por jateamento consiste em uma abordagem para aspergir a superfície do implante por meio do jateamento de ar ou líquido contendo partículas cerâmicas duras. O jateamento da superfície de implantes dentários deve ser realizado com partículas quimicamente estáveis, biocompatíveis e que favoreçam a osseointegração, como: óxido de titânio (TiO_2), alumina (Al_2O_3) e carbonato de cálcio (CaCO_3). Estas partículas abrasivas são projetadas contra o material alvo sob alta pressão, produzindo mudanças em escalas micrométricas [8,11,12].

O ataque químico é a técnica de modificação que utiliza o desgaste por corrosão da superfície dos implantes, por meio de ataques com soluções ácidas ou alcalinas. Podendo ser aplicado, por exemplo, ácidos como o HCl , H_2SO_4 , HNO_3 e HF , produzindo mudanças nanométricas na superfície do implante. Este tratamento pode inclusive ser realizado em duplo ataque, produzindo também uma superfície microrrugosa além das modificações nanométricas. O tratamento com ataque ácido pode aumentar consideravelmente a osseointegração, melhorando o processo osseocondutor, favorecendo a fixação de fibrinas e células osteogênicas que resultarão na formação óssea íntima à superfície do implante [8,11,12].

Outra forma de tratamento da superfície é a combinação destas duas técnicas já descritas, jateamento e ataque químico, em que após a realização da etapa de jateamento é realizado um tratamento químico, com ácidos, com intenção de remover zonas de superfície danificadas e refinar as características de rugosidade superficial. Nesta segunda etapa, soluções ácidas mais agressivas diminuem as distribuições de defeitos de superfície, enquanto as menos agressivas induzem uma rugosidade mais fina. Esta combinação permite que notáveis diferenças nos valores de rugosidade sejam alcançadas, uma vez que após o processo de jateamento a reatividade das superfícies em soluções corrosivas é diferente, permitindo topografias de diferentes escalas na mesma superfície [8,11,12].

A técnica de modificação por anodização eletroquímica consiste na imersão do implante metálico em uma solução com eletrólitos, conectado a uma corrente elétrica, estimulando a formação de um filme de óxido sobre a superfície do implante, produzindo superfícies micro ou nanotopograficamente rugosas. Esta técnica favorece na região perimplantar a adsorção de proteínas, a adesão celular osteoblástica e alta taxa de cicatrização do tecido ósseo [8,11,12].

Além destas formas de modificação da superfície já apresentadas, podemos citar as modificações por feixes de elétrons, dentre elas a implantação iônica e a deposição assistida, que é o bombardeamento da superfície com íons previamente selecionados e acelerados em altas velocidades, usando tecnologia de alto vácuo, sob condições de temperatura controlada. Nesta técnica, devido à alta energia cinética, os íons penetram na superfície do material, sendo implantados em sua rede atômica, implicando em modificações nas camadas mais superficiais do material. No tratamento por plasma o material é exposto em uma câmara onde um gás é inserido e modificado pela alta temperatura advinda de uma fonte elétrica de alta voltagem, este gás torna-se então ionizado, reagindo e modificando a superfície do metal [8,11,12].

A técnica de modificação por laser consiste na emissão de radiação eletromagnética colimada sobre a superfície do implante, produzindo recursos de superfície precisos em micro e nanoescala, que podem ser caracterizados de acordo com parâmetros físicos, como a frequência da luz, a densidade de energia e o tempo de exposição. Permitem adquirir modificações em escalas bidimensionais e tridimensionais [8,11,12].

Uma das técnicas mais utilizadas atualmente é o tratamento por recobrimento com hidroxiapatita (HA), $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, por meio da técnica *spray* de plasma, no qual, sob a ação do estado de plasma, o pó de hidroxiapatita é lançado sobre a superfície do material, formando um filme sobre a superfície. O calor do plasma térmico derrete o material e este que é acelerado e depositado através da formação de uma ligação baseada no intertravamento mecânico [8,11,12].

A hidroxiapatita (HA) possui estrutura e composição similares ao mineral ósseo e essa semelhança promove a formação de forte ligação entre implante e ossos. Mas, mesmo diante desta

vantagem existe certa preocupação quanto ao desempenho em longo prazo deste tipo de revestimento, por causa das características de dissolução no ambiente fisiológico, devido à maior solubilidade em fluidos corporais. Os relatos de casos devem ser considerados em relação à perda de próteses em que o implante soltou-se perdendo estabilidade [8,13,14].

Uma moderna técnica está sendo aplicada para o recobrimento biomimético da superfície dos implantes. Esta técnica foi desenvolvida inspirada pelo processo natural de biomineralização. Nesta técnica ocorre a precipitação de cristais de apatita de fosfato de cálcio na superfície de titânio a partir de um Fluido Corpóreo Simulado (SBF). Por ser uma técnica relativamente recente, necessita de um maior número de estudos para apresentação de resultados clínicos [8,11,12].

Para se determinar quais as propriedades presentes na superfície dos materiais, como a química, a molhabilidade, a textura e a carga, algumas técnicas de caracterização são utilizadas [8]. Para a caracterização das propriedades químicas da superfície, as principais técnicas são: DRX (difração de RX), Espectroscopia por infravermelho com transformada de Fourier (FTIR) e Espectroscopia Fotoelétrica por RX (XPS). Para a caracterização da molhabilidade, usa-se a técnica de goniometria de ângulo de contato, em que se realiza a leitura do ângulo de contato por meio de um goniômetro. Para textura, existe a possibilidade de caracterização das superfícies em duas ou três dimensões, utilizando-se as técnicas da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), a Microscopia de Força Atômica (AFM) e a perfilometria. Já para a caracterização da carga da superfície usa-se a técnica de análise do potencial zeta através de um medidor de potencial zeta (zetâmetro) [8].

Na técnica DRX, um feixe de RX é emitido sobre a superfície do material, onde parte deste feixe em contato com a superfície irá sofrer difração sendo em seguida captado por um difratômetro, que fará a leitura do comprimento de onda proveniente da difração dos feixes de raios X. Por comparação com informações pré-existentes em um banco de dados será possível a caracterização química da superfície [8].

A técnica FTIR avalia a vibração atômica e molecular dos compostos presentes na superfície, através da estimulação dos átomos, por um feixe de luz infravermelho, que terá parte da energia absorvida e parte transmitida, permitindo assim determinar o tipo de ligação existente, por meio da leitura desta energia transmitida, caracterizando a chamada “transformada de Fourier”, que permitirá a comparação com informações pré-existentes em um banco de dados [8].

XPS é a técnica de caracterização química, que faz a leitura da velocidade com que um elétron é disperso após a incidência de um feixe de RX sobre a superfície do um material [8].

A técnica de caracterização da molhabilidade é realizada através da leitura da imagem e medição do ângulo de contato formado entre a superfície sólida do material e a extremidade livre da gota de um líquido, por meio de um sistema de microscopia ótica ou por uma câmera de alta resolução e um software de análise de imagem (goniômetro). A caracterização permitirá determinar o quanto hidrofílica ou hidrofóbica é a superfície. Um ângulo de contato mais próximo de 0° caracteriza uma superfície totalmente hidrofílica e um ângulo de 180°, uma totalmente hidrofóbica. Considera-se que um ângulo maior que 90° caracteriza uma superfície hidrofóbica, ou seja, a força de atração adesiva entre a água e o sólido é fraca, não permitindo boa molhabilidade [8].

Para caracterização da textura da superfície, a técnica da MEV realiza uma leitura da superfície, por meio da detecção de elétrons refletidos e da energia dispersiva de feixes de RX emitidos em direção à superfície do implante. Este mesmo aparelho permite também a caracterização química dos compostos por detecção dos elétrons. Esta leitura é possível apenas para camadas de material condutivo, e por isso, quando há presença de um material não condutivo, para que seja realizada a caracterização da superfície por esta técnica é necessário recobrir a superfície com metal [8].

A perfilometria permite uma leitura tridimensional da textura da superfície. Esta leitura pode ser por contato mecânico ou por leitura ótica. Na leitura por contato mecânico, os perfilômetros possuem uma agulha micrométrica (2 a 10 µm) de diamante que se move em uma direção a uma

velocidade constante gerando sinais analógicos ou digitais de acordo com a variação dos movimentos verticais da agulha, estas oscilações são registradas definindo o perfil da superfície. Na técnica de perfilometria que utiliza instrumentos ópticos, a leitura é realizada por meio de uma varredura sobre a superfície do material, por um feixe de luz de aproximadamente 1 µm de diâmetro. As vantagens são: a não destruição da superfície, por não necessitar contato com o material, maior rapidez no processo de leitura, além de possibilitar uma leitura mais refinada [8].

A caracterização morfológica da superfície em escala nanométrica pode ser realizada pela técnica de AFM. Neste tipo de leitura, um pequeno cantiléver ou braço móvel é usado para rastrear a superfície do material, por contato, quando se utiliza uma pequena agulha sobre a superfície, ou por *Tapping*, quando a leitura é realizada por atração do cantiléver, sem contato. Sobre este braço móvel é incidido um feixe de laser, que terá parte da luz refletida e detectada, a leitura das oscilações da angulação do feixe refletido irá permitir a caracterização da superfície [8].

Ainda na caracterização das propriedades da superfície dos implantes, podemos citar a caracterização da carga de superfície, realizada através de um medidor de potencial zeta, chamado zetâmetro. Neste dispositivo a amostra de material é imersa em uma solução que, por um movimento de lavagem da superfície, carrega uma quantidade determinada de carga positiva, sendo possível a realização da contagem desta carga, permitindo a caracterização da carga da superfície do material sólido [8].

Devemos ressaltar a relevância da caracterização das superfícies dos implantes, uma vez que estas técnicas permitem a pesquisa e os estudos, que comprovam a importância de certas características para o alcance do sucesso no tratamento com implantes dentários. Considerando alguns estudos que concluíram, por exemplo, que a rugosidade superficial é um dos fatores influentes para a escolha de um implante, considerando que esta característica influencia diretamente no processo de osseointegração [10,15,16], e que tratamentos químicos podem favorecer a indução de deposição óssea sobre o implante, ou que o jateamento da superfície do implante promove macrorrugosidade na textura e o ataque ácido, além de promover macrorrugosidade, elimina contaminações e o estado hidrofóbico da superfície, permitindo melhor adsorção das proteínas [15,16]. Podemos afirmar que existe uma crescente necessidade de novos estudos que possam discutir a relação das propriedades mecânicas, topográficas e físico-químicas da superfície com a resposta biológica provocada nos tecidos circundantes ao implante.

Conclusões

Diante dos conceitos de biocompatibilidade e osseointegração, das características físico-químico-mecânicas do titânio em suas formas comerciais em conjunto com os tratamentos de superfície existentes, evidencia-se uma grande previsibilidade de sucesso na instalação de implantes dentários com as características comerciais atuais. Entretanto, considera-se importante a continuidade de estudos, para avaliações deste tipo de tratamento em longo prazo. Ressaltamos também a importância de incentivos científicos para o desenvolvimento de técnicas de tratamento e caracterização de superfície que possam contribuir cada dia mais com os avanços na implantodontia.

Referências

1. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2014;40(2):50-60 <http://dx.doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.2.50>
2. Faverani LP, Ferreira GR, Jardim ECG, Okamoto R, Shinohara EH, Assunção WG et al. Implantes osseointegrados: evolução sucesso. *Salusvita*, Bauru 2011;30(1):47-58.
3. Anusavice JK, Shen C, Rawls HR. *Phillips Materiais Dentários*. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
4. Pires ALR, Bierhalz ACK, Moraes AM. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. *Quim Nova* 2015;38(7):957-71.

- <http://dx.doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>
5. Azevedo, CRF. Microestrutura do Titânio e suas ligas para implantes cirúrgicos. *Revista Metalurgia e Materiais* 2003;1(1):445-7.
 6. Shah F, Trobos M, Thomsen P, Palmquist A. A Commercially pure titanium (cp-Ti) versus titanium alloy (Ti6Al4V) materials as bone anchored implants is one truly better than the other? *J MSEC* 2016;62(1):960-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.01.032>
 7. Stanford CM. Surface modifications of dental implants. *Aust Dent J* 2008;53(Suppl 1):S26-33. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00038.x>
 8. Wen C. *Surface Coating and Modification of Metallic Biomaterials*. 1. ed. Cambridge: Elsevier; 2015.
 9. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. *J R Soc Interface* 2010;7(Suppl 5):S515-27 <http://dx.doi.org/10.1098/rsif.2010.0118.focus>
 10. de Brandão ML, Esposti TBD, Bisognin ED, Harari ND, Vidigal Jr. GM, Conz MB. Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. *Revista IMPLANTNEWS* 2010;7(1):95-101.
 11. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23:844-54. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.025>
 12. Duracio D, Mussano F, Faga MG. Biomaterials for dental implants: current and future trends. *J Mater Sci* (2015)50:4779–812 <http://dx.doi.org/10.1007/s10853-015-9056-3>
 13. Lai KA, Shen WJ, Chen CH, Yang CY, Hu WP, Chang GL. Failure of hydroxyapatite-coated acetabular cups. *Journal of Bone and Joint Surgery—Series B* 2002;84(5):641-6. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.84B5.0840641>
 14. Rokkum M, Brandt M, Bye K, Hetland KR, Waage S, Reigstad A. Poly- ethylene wear, osteolysis and acetabular loosening with an HA-coated hip prosthesis. A follow-up of 94 consecutive arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery—Series B* 1999;81(4):582-9. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B4.8715>
 15. Nagem Filho H, Francisconi PAS, Campi Júnior L, Fares NH. Influência da textura superficial dos implantes. *Revista Odonto Ciência - Fac. Odonto/PUCRS* 2007;22(55):82-6.
 16. Costa LJ, Sousa ET, Lucena FL, Souza RCV. Superfície de implantes de titânio e sua capacidade de estímulo na formação óssea: uma revisão de literatura. *Odontol Clín Cient* 2015;14(4):797-800.