

O Uso do Titânio na Implantodontia

Ariany Antunes MARTINS

Instituto Militar de Engenharia

ariany.martins@ime.eb.br

ORCID NO: 0000-00002-5188-3734

Carlos Nelson ELIAS

Instituto Militar de Engenharia

elias@ime.eb.br

ORCID NO: 0000-0002-7560-6926

Késia Simões RIBEIRO

Instituto Militar de Engenharia

kesiasimoesribeiro@gmail.com

ORCID NO: 0000-0001-9129-2237

Resumo: O objetivo da Odontologia moderna é restabelecer o paciente com contorno, função, conforto, estética, fonação e saúde normais. O que torna a implantodontia única é a habilidade em atingir esse objetivo mesmo com condições desfavoráveis, como atrofia, doença ou injúria do sistema estomatognático. Entretanto, quanto mais dentes o paciente perde, mais desafiadora essa tarefa se torna. Por isso a necessidade do desenvolvimento de materiais para a fabricação de implantes dentais que favoreçam o restabelecimento da função mastigatória, o mais breve possível. Dentre os biomateriais atualmente aplicados em implantodontia, o titânio comercialmente puro (TiCP) e suas ligas, com destaque para a liga (Ti6Al4V), são os mais usados. O titânio é um metal que apresenta baixo peso, alta proporção de resistência/peso, baixo módulo de elasticidade, excelente resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade, e facilidade de corte e acabamento. Devido a estas características, é o material mais amplamente utilizado na fabricação de implantes dentais, na forma comercial de puro titânio (ticip) ou como liga metálica. Um aspecto interessante dos implantes de titânio (Ticip ou Ti6Al4V) é que, imediatamente após sua exposição ao ar, uma camada de óxido é formada sobre a superfície. Desta forma, esta revisão de literatura busca apresentar o uso do titânio na implantodontia e o porquê é considerado um material de escolha para a fabricação de implantes dentais.

INTRODUÇÃO

Restabelecer a saúde bucal do paciente mutilado pela perda dentária sempre foi um grande desafio e mesmo com a evolução das políticas preventivas em saúde bucal se observa a crescente necessidade de reposição de dentes perdidos, que tendência a métodos cada vez mais sofisticados. Em meio a esse cenário, surgiu a implantodontia como ciência, graças as constatações de Branemark sobre a interação biomaterial-osso, chamada de osseointegração(CAMPOS,2013).

O alto índice de sucesso utilizando implantes dentários tem sido bem documentado na literatura, o que tornou o tratamento com implantes altamente previsível, a implantodontia tem se mostrado uma técnica segura, reproduzível e estável, desde que bem executada e bem planejada. Porém, para que os implantodontistas tenham sucesso clínico é necessário que ocorra o fenômeno da osseointegração(COHEN et al., 2003).

Osseointegração é um termo que pode ser utilizado para descrever a ancoragem de um implante endósseo, suficiente para suportar cargas funcionais(MENDES et al.,2016).

Dentre os materiais, o titânio comercialmente puro e suas ligas, apresentam excelentes propriedades mecânicas e boa resistência à corrosão, o que tem motivado seu uso em diversos procedimentos médicos e odontológicos(STEINEMANN, 1998).

O titânio é um metal que apresenta baixo peso, alta proporção de resistência/peso, baixo módulo de elasticidade, excelente resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade, e facilidade de corte e acabamento. Devido a estas características, é o material mais amplamente utilizado na fabricação de implantes dentais, na forma comercial de puro titânio (ticp) ou como liga metálica. A liga mais utilizada (titânio-6 alumínio-4 vanádio [Ti6Al4V]) é composta de 90% de titânio, 6% de alumínio(diminui o peso específico e melhora o módulo de elasticidade) e de 4% de vanádio (diminui a condutividade térmica e aumenta a dureza)(MISCH,2015).

Um aspecto interessante dos implantes de titânio (Ticp ou Ti6Al4V) é que, imediatamente após sua exposição ao ar, uma camada de óxido é formada sobre a superfície (cerca de 2 a 5 mm de espessura). Esta camada é o material que está em contato com os tecidos do corpo, desempenhando um papel importante na resistência à corrosão, biocompatibilidade e osseointegração (MISCH,2015).

Dentro deste contexto, esta revisão de literatura busca apresentar a relação do titânio

com a implantodontia e o porquê é considerado um material de escolha para a fabricação dos implantes dentais.

METODOLOGIA

Realizou-se uma revisão de literatura sobre implantodontia e especificamente sobre o titânio. Foram utilizados periódicos de livre acesso, disponíveis nas bases de dados científicas Medline, Lilacs, Bireme, BBO e Scielo, na língua portuguesa, sem limite de data. Inicialmente foi feita uma revisão bibliográfica utilizando palavras chaves relacionadas ao tema Implantodontia, Osseointegração e titânio. Foram incluídos artigos em português e inglês, selecionados artigos considerados marcos históricos e artigos publicados nos últimos quinze anos.

A IMPLANTODONTIA E OS BIOMATERIAIS

A implantodontia tem como objetivo a melhora e manutenção da qualidade de vida. Este objetivo pode ser alcançado através da prevenção do desenvolvimento do processo doença, do alívio da dor e do aperfeiçoamento da eficiência mastigatória. Tendo em vista que muitos desses objetivos requerem a reposição ou alteração da estrutura dentária existente, e um grande desafio tem sido o desenvolvimento de materiais bicompatíveis, capazes de suportar as condições adversas do ambiente bucal.

Devido a isso, a busca por materiais que possuam propriedades compatíveis com o ambiente da cavidade bucal tem sido um desafio constante e o objetivo de inúmeros estudos.

O sentido do termo biomaterial representa e define qualquer substância ou material, utilizados por períodos curtos ou longos, objetivando o tratamento ou a reposição de quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo, desde que não sejam drogas ou medicamentos. Nesta visão generalista, todos os materiais empregados na odontologia em procedimentos que restabelecem a forma e/ou função o sistema estomatognático se enquadram nesse conceito. O contato destes materiais com os tecidos bucais os tornam tão específicos e semelhantes aos utilizados na ortopedia, em próteses cardiovasculares, em cirurgia plástica e na oftamologia. Ressalta-se, entretanto, a complexidade do ambiente bucal, principalmente devido ao ecossistema e à condição corrosiva da saliva e de outros fluidos, diferenciando-se significativamente. Os materiais odontológicos deveriam atender aos requisitos pelas

definições de biomaterial, biocompatibilidade e biofuncionalidade(ORÉFICE et al.,2012).

Entre os diferentes tipos de matérias-primas disponíveis para a obtenção de biomateriais, a classe dos metais destaca-se por apresentar excelente desempenho mecânico, como alta resistência à fadiga e à fratura. Devido a estas características, os metais têm sido amplamente utilizados como componentes estruturais visando à substituição, reforço ou estabilização de tecidos rígidos, os quais são constantemente submetidos a altas cargas de tração e compressão. Neste âmbito, as aplicações mais comuns incluem fios, parafusos e placas para fixação de fraturas, implantes dentários e próteses para substituição de articulações. Atualmente, os metais mais utilizados na área médica e odontológica são os grupos dos aços inoxidáveis, as ligas de titânio e o titânio comercialmente puro, e as ligas à base de cobalto-cromo(PIRES et al.,2015).

No caso de implantes dentários ou materiais ortodônticos, as ligas metálicas estão, ainda, suscetíveis a variações de temperatura e pH, presença de biofilme microbiano e às propriedades físicas e químicas dos alimentos. Estes meios podem ser agressivos aos metais, provocando a sua corrosão. Adicionalmente a estes fatores, grande parte dos implantes trabalha sob a ação de cargas mecânicas que geram atrito, deslizamento e, conseqüentemente, a possível liberação de partículas metálicas(SMITH et al.,2012).

A maioria dos biomateriais metálicos libera íons, os quais podem causar efeitos adversos locais ou sistêmicos. Os tratamentos de superfície que visam aumentar a área de contato osso/implante propiciam aumento da dissolução e liberação de íons metálicos. O recobrimento destas superfícies com hidroxiapatita e o polimento eletroquímico reduzem a tendência de liberação de íons. Na presença de qualquer sinal ou sintoma de reação adversa a uma liga metálica odontológica, deve-se pesquisar a composição desta, realizar testes de alergia e optar por materiais não-metálicos ou que não contenham o elemento agressor(MORAIS et al., 2007).

Além da possível corrosão e liberação de íons metálicos, como já mencionado, outra limitação observada nos metais diz respeito à disparidade entre o valor do módulo de elasticidade dos metais e os ossos. É bem conhecido que a transferência de tensão entre um implante e um osso não é homogênea quando os módulos de Young do dispositivo de implante e do osso são diferentes; isso é definido como stress –shielding . Em tais condições, no osso ocorre atrofia e leva ao afrouxamento do implante e refração do osso(NAKAI,2011).

O TITÂNIO

O Ti, face às suas características de elevada tenacidade, baixa densidade, resistência à corrosão, opacidade, inércia química, toxicidade nula, elevado ponto de fusão, alto índice de refração e alta capacidade de dispersão, possui diversificado campo de utilização (MAIA, 2001). Na forma de metal e suas ligas, cerca de 60% do Ti são utilizados nas indústrias 20 aeronáuticas e aeroespaciais. Este metal e suas ligas são aplicados na fabricação de peças para motores e turbinas, fuselagem de aviões e foguetes. O restante é utilizado nas seguintes indústrias (MAIA, 2001): química: devido à sua resistência à corrosão e ao ataque químico; naval: onde o Ti metálico é empregado em equipamentos submarinos e de dessalinização de água do mar; nuclear: neste caso o Ti é empregado na fabricação de recuperadores de calor em usinas de energia nuclear; metalúrgica: o Ti metálico ligado com cobre, alumínio, vanádio, níquel e outros, proporciona qualidades superiores aos outros produtos que possuem as mesmas aplicações. Outra aplicação, que se dá somente com o rutilo, é no revestimento de eletrodos para soldagem.

Os implantes de titânio comercialmente puro (TiCP) com superfície usinada foram desenvolvidos por Bränemark et al. (1969) nos trabalhos iniciais sobre osseointegração (ALBREKTSSON et al., 1981). Inicialmente os implantes foram instalados na região anterior de maxila e mandíbula unidos para uma melhor distribuição das cargas mastigatórias. O sucesso desta técnica levou a realização de implantes osseointegrados para reabilitações de pacientes edentados parciais através de próteses parciais fixas ou unitárias, instalando os implantes em regiões de menor qualidade óssea, como a região posterior de maxila.

Na medicina, são utilizados dispositivos para implantes substituindo tecidos duros danificados. Os exemplos incluem próteses de quadril, articulações de joelhos, placas para fixação de fraturas de ossos, parafusos para fixação de fraturas, válvulas de prótese cardíaca, marca passos, corações artificiais. A principal liga de titânio utilizada é a Ti-6Al-4V, entretanto, para aplicações como implantes permanentes essa liga tem um possível efeito tóxico, resultando na liberação de vanádio e alumínio para o corpo (ELIAS et al., 2008). Esses elementos podem ser prejudiciais para a saúde dos seres humanos no caso de longos períodos de exposição interna.

Titânio comercialmente puro (Cp Ti) é considerado o melhor material metálico biocompatível porque sua superfície tem propriedades que resultam na formação espontânea de um óxido estável e inerte. As principais propriedades físicas de titânio responsáveis pela

biocompatibilidade são: baixo nível de condutividade, alta resistência à corrosão e baixa tendência à formação de íons em ambientes aquosos. Além disso, a superfície coberta do filme passivo é apenas ligeiramente carregada negativamente em pH fisiológico(ELIAS et al.,2008).

A microestrutura do titânio a baixa temperatura é constituída por uma fase α com estrutura hexagonal compacta (HCP) até 883°C, acima da qual se transforma na fase β , que possui uma estrutura cúbica de corpo centrado (CCC). Uma fase intermediária $\alpha + \beta$ pode ser encontrada durante a transição de fase (BAUER, 2007).

Em relação às propriedades mecânicas, o titânio comercialmente puro (cp) (fase α) é mais fraco do que quando encontrado em ligas, porém apresenta uma maior resistência à corrosão. O titânio cp apresenta, de acordo com, cerca 176,82 HV de dureza e exibe quatro graus de classificação de acordo com a Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM). O nível que é mais utilizado como biomaterial é o grau 2,o mesmo possui propriedades equilibradas de resistência mecânica e maior resistência à corrosão e erosão, além disso pode ser tranquilamente trabalhado à frio (BAUER,2007).

A norma técnica ASTM F67 classifica o cp Ti para aplicações médicas em quatro graus, G1–G4 . No entanto, o cp Ti não é utilizado em aplicações médicas que envolvem altas tensões, como próteses ortopédicas. Nesses casos, TiG5 (liga Ti-6Al-4V) é a melhor escolha devido à sua alta resistência mecânica, que garante a transmissão de carga aos tecidos ósseos por um longo tempo, necessária quando os tecidos duros danificados são substituídos por próteses.A norma ASTM F136 especifica os requisitos do TiG5 (Ti-6Al-4V) para aplicações biomédicas(ELIAS et al.,2015). Esta liga possui boas propriedades mecânicas, mas apresenta um possível efeito tóxico do vanádio e alumínio liberados(ORÉFICE et al.,2012). Por esta razão, ligas de Ti isentas de vanádio e alumínio têm sido propostas para aplicações em biomateriais. A desvantagem do Ti grau s 1–4 (cp Ti) para implantes dentários inclui maior módulo de Young, resistência mecânica relativamente baixa, baixa resistência ao desgaste(ELIAS et.al.,2015).

Devido aos efeitos tóxicos da do TiG5 , uma liga Ti cp grau 4 modificada foi proposta . Esta liga modificada endurecida por trabalho a frio (Ti G4 Hard) foi desenvolvida com o objetivo de unir a excelente resistência mecânica do TiG5 com a resistência à corrosão do cp Ti G4.

OSSEOINTEGRAÇÃO

A introdução do conceito da osseointegração, por Bränemark, é possível reabilitar pacientes parcialmente ou totalmente edentados, repondo os dentes perdidos. As características da osseointegração podem variar de acordo com a quantidade e qualidade do contato direto osso-implante e de fenômenos celulares como cicatrização, reparação e remodelação, adequados em intensidade e frequência(COSTA et al., 2014).

O mecanismo de reparação óssea afirmando que o tecido ósseo em geral, possui um alto potencial de reparação e consequentemente de cicatrização, para isso depende da presença de células sanguíneas adequadas, nutrição e estímulos apropriados, este processo de reparação tecidual está vinculado á presença de células mesenquimais e fatores de crescimento(HING, 2004).

A cicatrização óssea ao redor de implantes dentários envolve uma cascata de eventos biológicos celulares e extracelulares que se apresentam na interface osso-implante, até a superfície do implante ser totalmente coberta com um osso recém-formado. Estes acontecimentos biológicos incluem a ativação de processos osteogênicos como os dos processos convencionais de cicatrização óssea. Esta sequência de eventos biológicos é regulada por fatores de crescimento e de diferenciação ativados pelas células sanguíneas presentes na interface osso-implante. Este processo de reparação é descrito por Mavrogenis et al., (2009).

Com o implante em função inicialmente este processo de reabsorção, aposição e remodelação óssea é constante, temos assim presença de osteoblastos, osteoclastos, osteócitos, células mesenquimais multipotentes presentes no sangue que migram para essa região e se diferenciando de acordo com a necessidade e estímulo adequados, estabelecendo nova circulação sanguínea (TUNES, 2014).

Para que este processo descrito ocorra de maneira favorável, alguns pré-requisitos são relevantes como, por exemplo, evitar o superaquecimento ósseo, pois este leva a formação de uma área extensa de tecido necrótico, aumentando assim a intensidade de ação de osteoclastos, desequilibrando a mecânica de reabsorção e neoformação óssea e, se faz necessário também a ausência total de tecido conjuntivo nesta interface osso-implante. Diante dessas situações, temos a formação de tecido fibroso, não existindo, portanto, a osseointegração (DONATH et al., 2003).

Este processo que se traduz em um tipo de cicatrização óssea pode variar com diversos fatores, estes podem estar relacionados ao paciente, aos implantes, ao tipo de reabilitação

protética, aos princípios de biossegurança e assepsia. Além disso, a determinação exata de qual fator foi o responsável pelo insucesso torna-se difícil, pois, existem fatores que interferem na osseointegração que interagem entre si e na grande maioria das vezes tem-se também a intervenção de fatores de difícil controle como as condições clínicas no pré-operatório e pós-operatórios (MARTINS et al., 2011).

É criterioso observar itens que podem interferir no metabolismo da osseointegração, alguns podem inviabilizar a opção cirúrgica e outros podem apenas prorrogar a intervenção ou prolongar o tempo de tratamento. Estes fatores são diversos, como por exemplo, a idade, o sexo, presença de doenças cardiovasculares entre outras, no entanto, algumas cardiopatias requerem apenas uso de profilaxia antibiótica para evitar endocardite bacteriana e outras como cardiopatias congênitas, valvulopatias e miocardiopatias obstrutivas contra indicam o procedimento cirúrgico, nestes casos a decisão cirúrgica é do cardiologista (DONATH et al., 2003).

De modo, os metais sofrem oxidação com diferentes velocidades e formam uma camada de óxido com densidade e espessura que variam com sua capacidade de reagir com o oxigênio. Ao entrar em contato com ar e a água, o titânio sofre um processo rápido, passivo e limitado de oxidorredução. Esse processo permite a formação de uma fina camada (5nm a 10 nm) de óxido de titânio na superfície metálica do implante, isto é, o metal perde elétrons (reação anódica), enquanto o oxigênio da água sofre redução. A camada de óxido de titânio, por ser extremamente densa e aderente ao substrato, não provoca fragilidade na estrutura metálica. A rápida oxidação e o tipo de óxido formado são os responsáveis pela interação eficiente com o meio biológico. A maior diferença entre o óxido de titânio e outros óxidos metálicos é a sua capacidade de quebrar ligações entre átomos da água e dos fluidos corporais, e permitir a formação de cargas positivas e negativas, as quais permanecem na sua superfície. Assim, a superfície do implante de titânio se recobre de íons positivos e negativos, e se apresenta pronto para interagir quimicamente – no começo, com íons e proteínas plasmáticas, depois com as proteínas da matriz óssea que serão produzidas por osteoblastos. O implante de titânio osseointegra porque possui uma fina camada de óxido (camada de passivação) que impede a perda de íons do metal para o ambiente e protege, permitindo sua interação com o meio biológico (PEREIRA et al., 2018).

CONCLUSÃO

O estudo que por hora se desenvolveu teve como proposta fazer uma breve revisão do titânio na implantodontia, baseada na osseointegração e na biocompatibilidade do material.

REFERÊNCIAS

- ALBREKTSSON T, BRANEMARK P-I, HANSSON H.A, LINDSTROEM,J. Osseointegrated titanium implants. Acta Orthopaedica Scandinavica,1981.
- CAMPOS, L. E. C.; ROCHA JÚNIOR, H. V. da. Osseointegração, ontem e hoje: perspectivas futuras. Revista da AcBO, 2013.
- BAUER, J. Propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro e da liga 6Al4V Fundidos em diferentes ambientes,2007. Tese (Doutorado em Odontologia)- Faculdade de Odontologia da USP, Universidade de São Paulo,2007.
- COHEN, E. et al. Manual de Implantodontia Clínica. Artmed, 2003.
- DONATH, K. et al. Manual de Implantodontia. Clínica. Artmed, 2003, capítulo 3.
- ELIAS,C.N;LIMA,J.H.C;VALIEV,R;MEYERS,M.A. Biomedical applications of titanium and its alloys,2008.
- ELIAS,C.N et al. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure highstrength titanium alloy for dental implants,2015.
- MAIA, A. Balanço Mineral Brasileiro – titânio,2001.
- MENDES,V.N; DAVIES,J.E. Uma nova perspectiva sobre a biologia da osseointegração,v.70,2016.
- MISCH, Carl E. Implantes Dentais Contemporâneos. São Paulo,2015.
- MORAIS,L.S;GUIMARAES,G.S;ELIAS,C.N. Liberação de íons por biomateriais metálicos,2007.
- NAKAI.Titanium-based biomaterials for preventing stress shielding between implant devices and bone,2011.
- ORÉFICE, Rodrigo L. Biomateriais fundamentos e aplicações.Rio de Janeiro,2012.
- SMITH,W.F; HASHEMI,J. Fundamentos de Engenharia e Ciências dos Materiais, 5 ed,2012.

STEINEMANN, SG. Titanium: the material of choice. Periodontol 2000.

HING, K. A. Bone repair in the twenty-first century: biology, chemistry or engineering? Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2004.

MARTINS, V. et al. Osseointegração: análise de fatores clínicos de sucesso e insucesso. Revista Odontológica de Araçatuba, 2011.

MAVROGENIS, A. F. et al. Biology of implant osseointegration. J Musculoskelet Neuronal Interact, 2009.

PIRES,A.L.R; BIERHALZ, A.C.K; MORAES, A.M. Biomateriais: tipo, aplicações e mercado,Quimica Nova,2015.

PEREIRA, L.AV; COSTA,C.F.P; ELIAS,C.N. Como a superfície do implante de titânio interage com o tecido ósseo.Biologia do dia a dia, 2018.

TUNES, U. Implantodontia. Revista Bahiana de Odontologia, 2014.

●