

EFEITO DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE NAS PROPRIEDADES BIOLÓGICAS DOS IMPLANTES DE TITÂNIO

Késia Simões RIBEIRO
Instituto Militar de Engenharia
kesiasimoesribeiro@gmail.com
ORCID NO: 0000-0001-9129-2237

Francielly Moura de Souza SOARES
franciellysoares@ime.eb.br
ORCID NO: 0000-0001-9311-9139

Ariany Antunes MARTINS
Instituto Militar de Engenharia
ariany.martins@ime.eb.br
ORCID NO: 0000-00002-5188-3734

Dyanni Manhães BARBOSA
Instituto Militar de Engenharia
dyanni@ime.eb.br
ORCID NO: 0000-0001-9885-0588

Bruno Martins de SOUZA
Instituto Militar de Engenharia
bruno.souza@ime.eb.br
ORCID NO: 0000-0002-1075-0441

Carlos Nelson ELIAS
Instituto Militar de Engenharia
elias@ime.eb.br
ORCID NO: 0000-0002-7560-6926

RESUMO

A liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) e o comercialmente puro (ASTM F67) são utilizados como implantes dentários devido às suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade. O titânio comercialmente puro é o mais utilizado como implante dentário, devido à estabilidade química, elevada resistência à corrosão, osseointegração e biocompatibilidade. A alta resistência à corrosão do titânio está diretamente relacionada com a capacidade de formar uma camada de óxido passiva em sua superfície. Igualmente, as características da superfície do implante dentário desempenham uma função importante para a osseointegração devido às interações com as proteínas, glicoproteínas e células. As propriedades superficiais dos implantes como morfologia, rugosidade, espessura da camada de óxido, nível de impureza e tipos de óxidos dependem do processo de tratamento da superfície. No passado, os implantes de titânio usinados eram usados mas, apresentavam processo de cicatrização deficiente. Em consequência, diversas técnicas foram desenvolvidas para modificar a morfologia da superfície dos implantes dentários. Com as modificações da superfície foi possível melhorar a interação celular na superfície e a resistência à corrosão, reduzindo o tempo de cicatrização óssea. O objetivo do presente trabalho é apresentar uma revisão das principais técnicas de tratamentos de superfície dos implantes de titânio, como o tratamento com ácido, o jateamento, a anodização, a pulverização de plasma, assim como, revestimentos com fosfato de cálcio. Este tratamentos podem tornar a superfície bioativa e melhorar a osseointegração. Embora estudos confirmem que os tratamentos de superfícies otimizam o processo de osseointegração, na literatura não há um consenso quanto ao melhor tipo de tratamento de superfície.

Palavras-chave: Implantes dentários, Titânio, Tratamentos de superfície.

1. Introdução

Os materiais metálicos são utilizados na odontologia como substitutos dos tecidos duros, devido às suas propriedades mecânicas, estabilidade química em condições fisiológicas, ductilidade e menor risco de fratura (Hashemi, 2020).

O titânio comercialmente puro (Ti cp ASTM F67) é frequentemente utilizado como implante dentário, pois possui propriedades mecânicas adequadas, estabilidade química, elevada resistência à corrosão, osseointegração e biocompatibilidade. A alta resistência à corrosão deste material está diretamente associada com a capacidade de formar uma camada de óxido passiva em sua superfície. (Soares et al., 2021).

As características da superfície do implante dentário desempenham um papel significativo na forma como as proteínas, glicoproteínas e células interagem com o implante. As propriedades superficiais dos implantes como morfologia, rugosidade, espessura da camada de óxido, nível de impureza e tipos de óxidos dependem do processo de tratamento da superfície (Elias et al., 2011).

Os implantes sem tratamento de superfície (usinados) foram os primeiros a serem usados, mas atualmente não são mais utilizados por apresentarem desvantagem em relação à morfologia. As células osteoblásticas apresentam características rugofílicas, isto é, as interações com as superfícies dependem da rugosidade para ocorrer um processo de mineralização gradual em direção ao implante. Para os implantes usinados, essa característica é deficiente por requerer um maior tempo de cicatrização entre a cirurgia e carregamento do implante, apresentando processo de cicatrização deficiente (Elias et al., 2011 e Elias et al., 2005).

Diversas técnicas têm sido empregadas para modificar a morfologia da superfície do implante dentário. A modificação da superfície surge na busca de melhorar a interação celular na superfície e a resistência à corrosão, migrando de um estado de maior tempo de cicatrização para um estado bioativo (com interações biológicas entre o tecido e o biomaterial), ocorrendo uma cicatrização óssea mais rápida quando comparado a implantes usinados (Sobieszczyk, 2010 e Menezes et al., 2022).

A interação inicial entre o hospedeiro e a superfície do material inicia-se na interface implante-organismo, onde as proteínas são rapidamente absorvidas, ocorrendo interação com o tecido conjuntivo. Após essa primeira interação, ocorre um processo de recrutamento celular no qual células indiferenciadas se diferenciam em osteoblastos e osteoclastos. As atividades iniciais dos osteoclastos desencadeiam o processo de reabsorção óssea e, a partir disso, ocorre a formação óssea (Elias et al., 2005, Motta et al., 2013 e Soares, 2021).

Ao tratar a superfície dos implantes, é possível aumentar a estabilidade, rugosidade, molhabilidade, o contato entre implante e osso, a resistência da interface osso-implante e o sucesso do tratamento em pacientes considerados críticos. Além disso, é possível melhorar a retenção do tecido, estimular o processo de cicatrização e reduzir o tempo de carregamento (Elias et al., 2011).

Ao longo dos últimos anos, vários tratamentos de superfícies foram desenvolvidos, seja alterando a topografia, a composição química ou ambos, com o objetivo de tornar o implante com uma superfície bioativa e melhorar a osseointegração dos implantes (Liu et al., 2020).

O objetivo deste trabalho é realizar uma revisão de literatura dos principais tratamentos de superfícies do implante dentário de titânio para obter uma superfície bioativa.

2. Métodos de modificação de superfícies

A superfície de titânio e suas ligas desempenham um papel significativo na integração do implante no corpo humano. Como resultado de várias alterações de superfície, algumas características podem ser obtidas, como melhor condutividade e indução óssea, melhor resistência ao desgaste, melhor resistência à corrosão, melhor ancoragem mecânica do implante ao tecido ósseo, melhor biocompatibilidade e bioatividade (Sobieszczyk, 2010).

Várias metodologias foram desenvolvidas para modificar a morfologia e composição química da superfície dos implantes com o objetivo de reduzir a aderência bacteriana e melhorar a osseointegração. Foram desenvolvidas superfícies que inibem o desenvolvimento de biofilme, aumentam a remoção bacteriana e melhoram o desempenho dos biomateriais implantados (Xue et al., 2020, Ahn et al. 2018 e Asri et al., 2017).

Até o momento não há um consenso sobre a melhor técnica de tratamento de superfície utilizada para obter a melhor resposta biológica dos implantes odontológicos. No entanto, vários métodos foram desenvolvidos para modificar a superfície, aumentando a rugosidade e melhorando a osseointegração de implantes de titânio. Esses métodos utilizam o tratamento com ácido, o jateamento, a anodização, a pulverização de plasma, assim como, revestimentos com fosfato de cálcio, entre outras técnicas que modificam a superfície do implante de titânio, tornando-a bioativa.

2.1 Tratamento com ácido

Um dos primeiros tratamentos da superfícies dos implantes foi o tratamento com ácido para modificar e controlar a rugosidade da superfície. Este tratamento pode ser realizado com a imersão dos implantes em soluções de ácido nítrico e ácido clorídrico ou ácido clorídrico e ácido sulfúrico, entre outras soluções. Com o tratamento com ácido é possível obter uma rugosidade característica e homogênea, na qual favorece a adesão celular, promove a retenção de fibrinas e melhora a osseointegração. Outro fator significativo é o tempo para a aplicação de cargas sobre o implante, que nas superfícies usinadas, o tempo é maior do que as superfícies tratadas com ácido. Os implantes submetidos ao ataque ácido reduzem o tempo necessário de cicatrização (Sobieszczyk, 2010, Soares, 2021).

Os implantes tratados com ácido induzem maior diferenciação celular, aumentam o contato osso-implante nas etapas iniciais de osseointegração e apresentam maior resistência à corrosão em comparação com implantes não tratados superficialmente. Os implantes submetidos ao ataque ácido apresentam maior taxa de sucesso clínico (Sobieszczyk, 2010 e Soares, 2021).

2.2 Jateamento

Outra técnica para modificar a superfície de titânio consiste no jateamento dos implantes com partículas de cerâmicas. Dependendo do tamanho das partículas, diferentes rugosidades de superfície podem ser produzidas nos implantes de titânio. O material de jateamento deve ser quimicamente estável, biocompatível e não deve prejudicar a

osseointegração dos implantes de titânio. Várias partículas cerâmicas têm sido utilizadas, como alumina, óxido de titânio e fosfato de cálcio (Le Guéhennec et al., 2007).

O jateamento com alumina (Al_2O_3) produz rugosidade superficial que varia com a granulometria do meio de jateamento. Entretanto, as partículas ficam frequentemente incorporadas à superfície do implante, e os resíduos permanecem mesmo após limpeza ultrassônica e passivação ácida. Como a alumina é insolúvel em ácido, é difícil removê-la das superfícies dos implantes de titânio. Em alguns casos, essas partículas são liberadas para os tecidos circundantes e prejudicam a osseointegração dos implantes. Além disso, essa heterogeneidade química da superfície do implante pode reduzir sua excelente resistência à corrosão do titânio em meio fisiológico (Le Guéhennec et al., 2007).

O óxido de titânio também é usado para jateamento em implantes dentários de titânio. As partículas de óxido de titânio com tamanho médio de 25 μm produzem uma superfície moderadamente rugosa na faixa de 1 a 2 μm em implantes. Estudos usando microimplantes em humanos mostraram melhor contato osso-implante para os implantes com jateamento de TiO_2 em comparação com superfícies usinadas (Le Guéhennec et al., 2007 e Ivanoff et al., 2001).

Wennerberg e colaboradores demonstraram com um modelo de coelho que o jateamento com partículas de TiO_2 ou Al_2O_3 apresentam contato osso-implante semelhantes, mas aumentou drasticamente a fixação biomecânica dos implantes quando comparado ao titânio usinado. Esses estudos demonstraram que o torque de remoção aumentou com a rugosidade da superfície dos implantes, enquanto valores comparáveis foram observados na aposição óssea. Esses estudos corroboram que a rugosidade dos implantes dentários de titânio aumenta sua fixação mecânica ao osso, mas não sua fixação biológica (Wennerberg et al., 1996 e Abbron et al., 2001).

Outra possibilidade de modificação da superfície de implantes odontológicos de titânio, aumentando a rugosidade, consiste na utilização de um material de jateamento biocompatível, osteocondutor e reabsorvível, como fosfatos de cálcio como hidroxiapatita, fosfato beta-tricálcico. Esses materiais são reabsorvíveis, resultando em uma superfície de titânio puro e limpa. Estudos mostraram um maior contato osso-implante com essas superfícies quando comparadas às superfícies usinadas (Le Guéhennec et al., 2007 e Piatelli et al., 2002).

2.3 Anodização

A anodização é frequentemente utilizada para obter uma estrutura micro ou nano porosa uniforme na superfície dos implantes de titânio. Para a anodização do titânio utilizam-se ácidos, como H_3PO_4 , HNO_3 , HF , alta densidade de corrente e potencial. Como resultado, tem-se uma maior espessura da camada de óxido de titânio. A anodização produz modificações na microestrutura e na cristalinidade da camada de óxido de titânio. O processo de anodização é complexo e depende de vários parâmetros como densidade de corrente, concentração de ácidos, composição e temperatura do eletrólito (Le Guéhennec et al., 2007 e Sul et al., 2002).

Em comparação com as superfícies usinadas, as superfícies anodizadas melhoram a resposta óssea e aumentam o torque de remoção dos implantes. Dois mecanismos têm sido propostos para explicar essa osseointegração, o intertravamento mecânico através do crescimento ósseo nos poros e ligação bioquímica. Modificações na composição química da camada de óxido de titânio foram testadas com a incorporação de magnésio, cálcio,

enxofre ou fósforo. Além de tornar mais rápida o processo de osseointegração, o aumento da camada de óxido formada pela anodização, confere ao implante de titânio uma maior proteção à corrosão no ambiente fisiológico (Le Guéhennec et al., 2007, Rocci et al., 2003, Jungner et al., 2005, Sul et al., 2002 e Sul et al., 2004).

2.4 Pulverização de plasma (plasma spray)

Diferentes métodos têm sido desenvolvidos para revestir implantes odontológicos, como pulverização a plasma, deposição, revestimento sol-gel, deposição eletroforética ou precipitação biomimética. No entanto, o método de revestimento por pulverização de plasma (plasma spray) tem sido mais utilizado para implantes dentários de titânio na prática clínica (Le Guéhennec et al., 2007).

A tecnologia de pulverização de plasma é uma técnica de pulverização térmica que utiliza o arco de plasma como fonte de calor e tem sido utilizada para obter revestimentos com excelentes propriedades físicas, químicas e mecânicas (Xue et al., 2020).

Um método de pulverização de plasma de titânio (TPS) tem sido usado para produzir superfícies de implantes rugosas. Este método consiste em aquecer o pó de titânio em alta temperatura e jogá-las contra a superfície que se deseja a deposição. As partículas de titânio se condensam e se fundem na superfície dos implantes, formando um filme com cerca de 30 μm de espessura. O revestimento TPS resultante tem uma rugosidade média em torno de 7 μm , o que aumenta a área de superfície do implante (Le Guéhennec et al., 2007).

Estudos mostraram que a interface osso/implante formou-se mais rapidamente com uma superfície TPS do que com os implantes de superfície usinados apresentando uma rugosidade média de 0,2 μm . No entanto, partículas de titânio foram encontradas algumas vezes no osso adjacente a esses implantes. A presença de partículas metálicas de desgaste de implantes no fígado, baço, pequenos agregados de macrófagos também foram relatadas, ocorrendo contaminação (Le Guéhennec et al., 2007 e Urban et al., 2000).

Os íons metálicos liberados dos implantes podem ser o produto da dissolução, desgaste e corrosão, e podem ser uma fonte de preocupação devido aos seus efeitos carcinogênicos locais e sistêmicos prejudiciais. No entanto, os efeitos adversos locais e sistêmicos da liberação de íons de titânio não foram universalmente reconhecidos (Urban et al., 2000 e Browne et al., 2000).

Deste modo, o grau de rugosidade da superfície tem um papel significativo tanto na qualidade quanto na taxa de osseointegração dos implantes dentários de titânio. Implantes extremamente rugosos, como TPS ou com jateamento, mostraram preferência pela fixação mecânica e fixação primária ao osso. Topografias na faixa nanométrica têm sido aplicadas para propiciar a adsorção de proteínas, adesão de células osteoblásticas e a taxa de cicatrização do tecido ósseo na região peri-implantar.

4.5 Revestimentos com fosfato de cálcio

Os implantes dentários são revestidos com fosfatos de cálcio à base principalmente de hidroxiapatita. Após a implantação, a liberação de fosfato de cálcio na região peri-implantar aumenta a saturação dos fluidos corporais e causa a precipitação de apatita biológica na superfície do implante. Essa apatita biológica pode conter proteínas endógenas e atuar como matriz para fixação e desenvolvimento de células osteogênicas. Portanto, o processo de cicatrização é aprimorado por essa camada biológica de apatita. A

fixação biológica de implantes de titânio ao tecido ósseo é mais rápida com um revestimento de fosfato de cálcio do que sem revestimento. Desta forma, os revestimentos de fosfato de cálcio têm as melhores taxas de sucesso clínico em longo prazo do que os implantes de titânio não revestidos, levando a uma taxa maior de osseointegração (Le guéhennec et al., 2007, Sul et al., 2002, Sul et al., 2004, De Groot et al., 1998 e Morris et al., 2000).

3. Conclusão

O titânio e suas ligas são os materiais mais utilizados para implantes odontológicos e a osseointegração é a característica mais importante para o sucesso do tratamento com os implantes odontológicos. A osseointegração é melhorada mediante os tratamentos de superfície. Existem inúmeras técnicas para modificar as superfícies do titânio e suas ligas, entre elas o tratamento com ácido, jateamento, anodização, pulverização de plasma e revestimento com fosfato de cálcio. Estes tratamentos induzem diferentes graus de bioativação ou passivação, melhorando as propriedades mecânicas, químicas e biológicas do titânio e seus implantes. Apesar dos resultados positivos obtidos com os diferentes tratamentos de superfície, a literatura não é unânime quanto ao melhor tipo de tratamento de superfície.

Agradecimentos

Agradecemos a agência de fomento CNPq pelos recursos financeiros destinados ao programa de bolsa e à execução deste projeto e a empresa CONEXÃO LTDA pelo fornecimento das amostras.

Referências

1. ABRON, A., HOPFENSBERGER, M., THOMPSON, J., COOPER, L. Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model. *J Prosth Dent*.85:40–6, 2001.
2. AHN, T. K., LEE, D. H., KIM, T. S., JANG, G. C., CHOI, S., OH, J. B., *et al.* Modification of Titanium Implant and Titanium Dioxide for Bone Tissue Engineering. *Adv. Exp. Med. Biol.* 1077, 355–368. doi: 10.1007/978-981-13-0947-2_19, 2018.
3. ASRI, R. I. M., HARUN, W. S. W., SAMYKANO, M., LAH, N. A. C., GHANI, S. A. C., TARLOCHAN, F., *et al.* Corrosion and surface modification on biocompatible metals: a review. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* 77, 1261–1274. doi: 10.1016/j.msec.2017.04.102, 2017.
4. AWAD, N. K., *et al.* A review of TiO₂ NTs on Ti metal: electrochemical synthesis, functionalization and potential use as bone implants. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* 76, 1401–1412. doi: 10.1016/j.msec.2017.02.150, 2017.
5. BROWNE, M., GREGSON, P.J. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ions release. *Biomaterials*; 21:385–92, 2000.
6. DE GROOT, K., WOLKE, J.G., JANSEN, J.A. Calcium phosphate coatings for medical implants. *Proc Inst Mech Eng.* 212:137–47, 1998.

7. ELIAS, C. N. *et al.* Factors affecting the success of dental implants, in *Implant Dentistry a Rapidly Evolving Practice*, I. Turkyilmaz, Ed., InTech Open, London, UK, 2011.
8. ELIAS, C. N., *et al.* Interações de células com diferentes superfícies de implantes dentários. *Rev. bras. odontol*, p. 119–124, 2005.
9. HASHEMI, R. Failure Analysis of Biometals. *Metals*. 10, 662, 2020.
10. IVANOFF, C.J., HALLGREN, C., WIDMARK, G., SENNERBY, L., WENNERBERG, A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO(2) blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*.12:128–34, 2001.
11. LE GUÉHENNEC, L. SOUEIDAN, A., LAYROLLE, P. AMOURIQ, Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* 23 844–854, 2007.
12. LIU, Y. *et al.* Role of implants surface modification in osseointegration_ A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A - Wiley Online Library*, 2020.
13. MENEZES, A. W. A. *et al.* Study of the deposition of hydroxyapatite by plasma electrolytic oxidation (PEO) in stainless steel AISI 316LVM samples. *Journal of materials research and technology*. 18: 1578 e 1589, 2022.
14. MOTTA, S. H. G. *et al.* O efeito do tratamento da superfície na molhabilidade do ti cp. *Implant News*, p. 132–137, 2013.
15. PIATELLI, M., SCARANO, A., PAOLANTONIO, M., IEZZI, G., PETRONE, G., PIATELLI, A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol*.28:2–8, 2002.
16. ROCCI, A., MARTIGNONI, M., GOTTLLOW, J. Immediate loading of Branemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*.5:S57–63, 2003.
17. SOARES, F. M. S. Caracterização e estudo eletroquímico de implantes de Ti-6Al-4V produzidos por fusão seletiva a laser. Tese. IME. Rio de Janeiro, 2021.
18. SOARES, F. M. S. *et al.* Galvanic Corrosion of Ti Dental Implants Coupled to CoCrMo Prosthetic Component. *Hindawi International Journal of Biomaterials*. Article ID 1313343, p. 11, 2021.
19. SOBIESZCZYK, S. Surface modifications of ti and its alloys. *Advances in Materials Science, Sciendo*, v. 10, n. 1, p. 29–42, 2010.
20. SUL, Y.T., BYON, E.S., JEONG, Y. Biomechanical measurements of calcium-incorporated oxidized implants in rabbit bone: effect of calcium surface chemistry of a novel implant. *Clin Implant Dent Relat Res*. 6:101–10, 2004.
21. SUL, Y.T., JOHANSSON, C.B., ALBREKTSSON, T. Oxidized titanium screws coated with calcium ions and their performance in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*.17:625–34, 2002.

22. SUL, Y.T., JOHANSSON, C.B., ROSER, K., ALBREKTSSON, T. Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants. *Biomaterials*. 23:1809–17, 2002.
23. URBAN, R.M., *et al.* Dissemination of wear particles to the liver, spleen and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Jt Surg Am*. 82:457–77, 2000.
24. WENNERBERG, A., ALBREKTSSON, T., ALBREKTSSON, B., KROL, J.J. Histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implant Res*. 6:24–30, 1996.
25. XUE, T., ATTARILAR, S., LIU, S., LIU, J., SONG, X., LI, L., ZHAO, B., TANG, Y. Surface Modification Techniques of Titanium and its Alloys to Functionally Optimize Their Biomedical Properties: Thematic Review. *Front. Bioeng. Biotechnol*. 8:603072, 2020.
26. YOKOYAMA, K., ICHIKAWA, T., MURAKAMI, H., MIYAMOTO, Y., ASAOKA, K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implants. *Biomaterials*. 23:2459–65, 2002.
27. JUNGNER, M., LUNDQVIST, P., LUNDGREN, S. Oxidized titanium implants (Nobel Biocare TiUnite) compared with turned titanium implants (Nobel Biocare mark III) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol. *Clin Oral Implants Res*. 16:308–12, 2005.
28. DE GROOT, K., WOLKE, J.G., JANSEN, J.A. Calcium phosphate coatings for medical implants. *Proc Inst Mech Eng*. 212:137–47, 1998.