

**Anodização de titânio ASTM F67 grau 4 em tensões contínua e alternada para modificação da superfície dos implantes na odontologia***Anodizing of ASTM F67 grade 4 titanium under continuous and alternating stresses for surface modification of implants in dentistry**Anodizado de titanio ASTM F67 grado 4 bajo tensiones continuas y alternas para la modificación de la superficie de implantes en odontología***Wellington Elioena do Nascimento<sup>1</sup>**

ORCID: 0009-0007-5518-5785

**Dirce Maria Ignácio dos Santos Gonzaga<sup>1</sup>**

ORCID: 0009-0009-5828-0002

**Wagner Rafael da Silva<sup>1\*</sup>**

ORCID: 0000-0002-0952-4877

<sup>1</sup>Universidade Brasil. São Paulo, Brasil.\*Autor correspondente: E-mail: [wagnerrafaeldasilva@hotmail.com](mailto:wagnerrafaeldasilva@hotmail.com)**Resumo**

As ligas de titânio são amplamente aplicadas na medicina e odontologia devido à sua biocompatibilidade, que favorece a fixação de implantes dentários ou cirúrgicos nos tecidos ósseos. Esses implantes geralmente são fabricados por usinagem e passam por um processamento superficial para gerar uma textura adequada na superfície da peça. Essa superfície texturizada é necessária para promover a adesão celular na superfície dos implantes e melhorar sua osseointegração. Objetivou-se investigar o efeito do tratamento de anodização na superfície de amostras de titânio ASTM F67 Grau 4, promovendo a formação de microcavidades preferenciais para melhoria da osseointegração. Trata-se de uma pesquisa bibliográfica e os descritores utilizados foram: "Titânio", "ASTM F67", "anodização", "osseointegração" disponível nas bases BVS e SciELO, com artigos em português e inglês, entre 2015 e 2025. Os resultados indicaram variação tanto na cor quanto no aumento da rugosidade e formação de microcavidades na superfície variando a tensão elétrica, mais evidentes nos tratamentos com tensões alternadas. Nos testes realizados foram obtidas rugosidades médias entre 0,5  $\mu\text{m}$  –1,5 $\mu\text{m}$  e formação de microcavidades nas amostras de tensão alternada. O ensaio de polarização potenciodinâmica apresentou um potencial de corrosão (Ecorr) de -470.2, sugerindo resultados muito promissores para melhorar o processo de adesão do biomaterial ao osso humano.

**Descritores:** Titânio; ASTM F67; Anodização; Corrosão; Osseointegração.**Como citar este artigo:**Nascimento WE, Gonzaga DMIS, Silva WR. Anodização de titânio ASTM F67 grau 4 em tensões contínua e alternada para modificação da superfície dos implantes na odontologia. Glob Clin Res. 2025;5(1):e79. <https://doi.org/10.5935/2763-8847.20210079>

Submissão: 18-02-2025

Aprovação: 03-04-2025



## Abstract

Titanium alloys are widely used in medicine and dentistry due to their biocompatibility, which favors the fixation of dental or surgical implants in bone tissue. These implants are usually manufactured by machining and undergo surface processing to generate an appropriate texture on the surface of the part. This textured surface is necessary to promote cell adhesion on the surface of the implants and improve their osseointegration. This study aimed to investigate the effect of anodizing treatment on the surface of ASTM F67 Grade 4 titanium samples, promoting the formation of preferential microcavities to improve osseointegration. This is a bibliographic research and the descriptors used were: "Titanium", "ASTM F67", "anodization", "osseointegration" available in the BVS and SciELO databases, with articles in Portuguese and English, between 2015 and 2025. The results indicated variation in both color and increased roughness and formation of microcavities on the surface with varying the electrical voltage, more evident in treatments with alternating voltages. The tests performed obtained average roughness between 0.5  $\mu\text{m}$  and 1.5  $\mu\text{m}$ , and the formation of microcavities in the alternating voltage samples. The potentiodynamic polarization test showed a corrosion potential ( $E_{\text{corr}}$ ) of -470.2, suggesting very promising results for improving the adhesion process of the biomaterial to human bone.

**Descriptors:** Titanium; ASTM F67; Anodizing; Corrosion; Osseointegration.

## Resumén

Las aleaciones de titanio son ampliamente utilizadas en medicina y odontología debido a su biocompatibilidad, lo que favorece la fijación de implantes dentales o quirúrgicos en el tejido óseo. Estos implantes suelen fabricarse mediante mecanizado y se someten a un tratamiento superficial para generar una textura adecuada en la superficie de la pieza. Esta superficie texturizada es necesaria para promover la adhesión celular en la superficie de los implantes y mejorar su osteointegración. El objetivo de este estudio fue investigar el efecto del tratamiento de anodizado en la superficie de muestras de titanio ASTM F67 Grado 4, promoviendo la formación de microcavidades preferenciales para mejorar la osteointegración. Se trata de una investigación bibliográfica y los descriptores utilizados fueron: "Titanio", "ASTM F67", "anodización", "osteointegración" disponibles en las bases de datos BVS y SciELO, con artículos en portugués e inglés, entre 2015 y 2025. Los resultados indicaron variación tanto en el color como aumento de la rugosidad y formación de microcavidades en la superficie al variar el voltaje eléctrico, más evidente en tratamientos con voltajes alternos. En los ensayos realizados se obtuvieron rugosidades promedio entre 0,5  $\mu\text{m}$  – 1,5  $\mu\text{m}$  y formación de microcavidades en las muestras de tensión alterna. La prueba de polarización potenciodinámica mostró un potencial de corrosión ( $E_{\text{corr}}$ ) de -470,2, lo que sugiere resultados muy prometedores para mejorar el proceso de adhesión del biomaterial al hueso humano.

**Descriptorios:** Titanio; ASTM F67; Anodizado; Corrosión; Osteointegración.

## Introdução

Ao longo do tempo, vários estudos foram conduzidos para analisar diferentes tipos de modificações na topografia da superfície de implantes dentários fabricados em titânio ASTM F67 Grau 4. Essas modificações têm demonstrado ter um impacto significativo nas fases iniciais da osseointegração, proporcionando uma resistência de ancoragem e travamento mecânico aprimorados (Wennerberg; Albrektsson, 2000). No entanto, os métodos mecânicos tradicionais podem ser complexos e introduzir partículas contaminantes na superfície do implante; Uma das abordagens promissoras para modificar a superfície dos implantes é o processo de anodização<sup>1-3</sup>.

A anodização resulta na formação de camadas de óxido de titânio com cores variadas, que se originam da interferência construtiva da luz refletida entre as interfaces ar/óxido externo e óxido/metálico interno, muitas pesquisas têm sido conduzidas sobre a utilização da anodização no titânio para melhorar a biocompatibilidade e a resistência à corrosão. Por exemplo, o efeito da tensão de anodização na cromática (aparência estética) do titânio, como resultado,

processos que utilizam tensões contínua (VC) e tensões alternada (VA) têm sido aplicados com o objetivo de produzir camadas superficiais de óxido com espessuras dependentes do potencial aplicado e da duração do processo de anodização. No entanto, é importante observar que testes de anodização de longa duração podem alterar drasticamente a morfologia e rugosidade do filme anódico em substratos de titânio. Um aumento na tensão de anodização resulta em um aumento na espessura da camada de óxido, aumento da rugosidade e mudanças na composição de fase da superfície. Esse aumento na espessura da camada de óxido coincide com um aumento na rugosidade da superfície. Essas alterações na morfologia do titânio levaram à pesquisa do crescimento de microcavidades, que oferecem uma estrutura adequada para integração óssea e podem ser usadas para armazenar medicamentos, como antibióticos, anti-inflamatórios e inibidores de crescimento<sup>4-6</sup>.

Neste estudo específico, foram criados filmes de óxido de titânio e microcavidades na superfície do titânio ASTM F67 Grau 4 por meio de um processo eletroquímico



em solução de ácido oxálico, variando-se as tensões elétricas. A caracterização posterior dessas modificações tem como objetivo melhorar o desempenho dos materiais na osseointegração, especialmente em aplicações de implantes dentários. O objetivo deste trabalho foi analisar os efeitos da oxidação anódica em amostras de titânio ASTM F67 Grau 4 aplicando diferentes valores de tensões contínua e alternada em tratamentos com duração até 30 minutos, observando a criação de microcavidades na superfície das amostras.

### Metodologia

Este trabalho foi desenvolvido como uma revisão bibliográfica da literatura, com abordagem qualitativa, com o objetivo de compilar e analisar as evidências científicas disponíveis sobre os processos de corrosão em implantes de titânio ASTM F67, as técnicas de anodização e sua relação com a osseointegração. A pesquisa bibliográfica foi conduzida utilizando como fontes principais as bases de dados Biblioteca Virtual em Saúde (BVS) e *Scientific Electronic Library Online* (SciELO).

Para a busca dos artigos, foram empregados os seguintes descritores em português e inglês: "Titânio" ou "Titanium", "ASTM F67", "Anodização" ou "Anodization", e "Osseointegração" ou "Osseointegration". A pesquisa não utilizou operadores booleanos complexos, mantendo uma estratégia de busca simplificada. Foram considerados apenas artigos publicados entre os anos de 2015 e 2025, disponíveis nos idiomas português e inglês, com acesso gratuito ao texto completo.

Os critérios para inclusão dos estudos na revisão basearam-se na disponibilidade integral do texto, na pertinência ao tema central da pesquisa e na publicação em periódicos com revisão por pares. Foram excluídos trabalhos que não apresentavam relação direta com o titânio ASTM F67, estudos fora do período estabelecido e artigos sem acesso ao conteúdo completo.

O processo de seleção dos materiais ocorreu em três etapas principais. Inicialmente, foi realizada uma triagem preliminar através da leitura dos títulos e resumos dos artigos identificados. Em seguida, os trabalhos pré-selecionados foram submetidos a uma avaliação mais criteriosa através da leitura integral, verificando-se sua adequação aos critérios estabelecidos. Por fim, os artigos considerados relevantes tiveram seus dados extraídos e organizados para análise qualitativa.

### Resultados e Discussão

As ligas passivas podem sofrer corrosão localizada, principalmente por frestas e pites, tornando-se suscetíveis à manipulação. A corrosão por frestas ocorre em locais onde o eletrólito permanece estagnado, formando uma célula galvânica. Esse processo é influenciado por fatores como geometria do material, presença de depósitos, temperatura e concentração de íons cloreto, a falta de oxigênio no interior da fresta impede a passivação do metal, acelerando a dissolução metálica e a acidificação local, essa manifestação pode ser agravada pela colonização bacteriana, levando à inflamação do tecido perimplantar e à

perda óssea<sup>5-7</sup>.

A corrosão galvânica ocorre quando metais diferentes entram em contato no mesmo meio eletroquímico, formando um par galvânico. O metal com menor potencial atua como ânodo, dano corrosivo, enquanto o outro funciona como cátodo. No meio oral, essa corrosão pode ocorrer entre implantes dentários, restaurações metálicas e próteses, sendo intensificada pela presença de flúor, variações de pH e o contato com ligas de níquel, cobalto e cromo. Isso pode causar reabsorção óssea, desconforto e comprometimento da biocompatibilidade dos materiais. Métodos eletroquímicos são usados para evitar a corrosão galvânica e minimizar seus efeitos<sup>7,8</sup>.

Autores<sup>9,10</sup> argumentam que a corrosão uniforme é caracterizada por um ataque relativamente homogêneo da superfície do metal exposta a meios muito agressivos, como ácidos redutores fortes e temperaturas elevadas, a corrosão uniforme representa uma manifestação eletroquímica de corrosão que se manifesta de maneira uniforme ao longo de toda a superfície exposta de um material em contato com um meio corrosivo. Esse processo resulta na formação de incrustações ou depósitos, ocasionando uma perda uniforme de espessura, a corrosão uniforme é considerada uma das formas mais controláveis e visíveis, sendo relativamente fácil de proteger, a corrosão por pites é uma forma de corrosão localizada, que ocorre devido à presença de íons agressivos no meio e se inicia nas imperfeições do filme de óxido ou inclusões de outro metal no óxido, em decorrência do processo de fabricação, na formação da corrosão por pite, uma película protetora passiva é formada na superfície do titânio durante a corrosão, com isso alguns íons agressivos penetram e destroem o filme, resultando em buracos na superfície. A corrosão por pite do titânio ocorre raramente em temperaturas abaixo de 100°C, exceto em meios muito agressivos, caracterizados por alta temperatura, alto teor de haletos e condições redutoras, com baixo teor de oxigênio, baixo pH e presença<sup>9</sup>.

Os fenômenos de corrosão podem iniciar quando o potencial do eletrodo do titânio excede um certo valor crítico, conhecido como potencial de corrosão, o potencial de corrosão das ligas de titânio em soluções de cloreto, ou seja, a concentração de água do mar, à temperatura ambiente, é vários volts mais nobre que o potencial de corrosão espontânea. Conseqüentemente, a corrosão pode ocorrer apenas se o metal for polarizado até o potencial de corrosão por uma corrente anódica, os principais fatores que influenciam a corrosão por pite é o potencial aplicado, a temperatura, a composição da liga metálica e fatores pouco claros como a variação da corrente mediante os valores do pH dos eletrólitos<sup>10</sup>.

Para diminuir a vulnerabilidade à corrosão, tratamentos de anodização após a fabricação são recomendados em ligas de titânio, a fim de aumentar a espessura do filme passivo e a resistência a corrosão, a corrosão-Erosão ocorre quando o eletrólito excede uma certa velocidade crítica que é característica para cada material e meio. No caso do titânio em água do mar, a velocidade crítica é de 27 m/s. Além destas formas mais comuns de corrosão os materiais metálicos à base de titânio



podem sofrer ainda corrosão sob-tensão, corrosão por fadiga e danos por hidrogênio. A corrosão sob-tensão em NaCl, em baixos potenciais em meio ácido de HCl, o qual sugeriu que a formação e propagação de trincas estão associadas à difusão de hidrogênio atômico e a formação de hidreto de titânio que possuem características não protetoras, além de ser frágil e poder constituir o caminho preferencial das trincas, as curvas de polarização potencioestáticas descendentes (a partir de  $-0,5$  V) em meio fortemente ácido, apresentam as curvas correspondentes à reação de redução do hidrogênio, em potenciais onde simultaneamente pode ocorrer a formação de hidreto de titânio, além de se produzirem condições de propagação de trincas no material<sup>11</sup>.

Os diferentes comportamentos do metal quando a superfície está previamente recoberta com óxido ou desprovida do mesmo sobrepotencial, a superfície se ativa e a corrente anódica cresce proporcionalmente, embora juntamente continue a ser liberado algum hidrogênio, no caso do metal isento de óxido, ocorre inicialmente a dissolução do metal sendo que após a reação de hidrogênio se estabelece e predomina a corrente catódica. No setor, é comum estudos sobre os conceitos de osteoindução e osteocondução. Esses termos são frequentemente discutidos, abordando assuntos como as altas taxas de osseointegração a longo prazo, ficando em torno de 95%, no entanto, à medida que a demanda por melhorias na superfície do implante, essas altas taxas podem parecer insuficientes. Busca-se desenvolver novas superfícies para implantes dentários que melhorem as taxas de sucesso e promovam uma osseointegração mais rápida e eficaz, especialmente em pacientes com capacidade de regeneração óssea comprometida, como fumantes, pessoas com osteoporose ou diabetes<sup>11</sup>.

A osteoindução é o processo pelo qual a formação óssea é estimulada, envolvendo a ativação de células não especializadas que se transformam em células formadoras de osso. Já a osteocondução se refere à capacidade de um material servir como suporte para o crescimento do tecido ósseo. A eficácia do potencial osteocondutor de uma superfície é influenciada por sua rugosidade, microtopografia, nanotopografia e porosidade. Ambos processos, osteoindução e osteocondução, desempenham um papel crucial na osseointegração, que é a conexão direta, tanto estrutural quanto funcional, entre o osso recém-formado e o biomaterial utilizado no implante. Para que isso ocorra com eficácia, tratamentos superficiais são aplicados nos implantes onde, além de modificar a rugosidade, formando arestas/rugosidades com características adequadas para a osseointegração<sup>11,12</sup>.

Os tratamentos das superfícies são realizados para alterar a morfologia superficial, atrair e permitir as ligações com as células pré-osteogênicas (células essenciais para o desenvolvimento ósseo e para a regeneração), entre elas a fibronectina, uma glicoproteína que atua como uma ponte entre as células e a matriz extracelular, permitindo que as células se ancorem em superfícies. Procura-se obter propriedades superficiais adequadas para se ter maiores concentrações possíveis de proteínas. Apesar da morfologia e a rugosidade dos implantes influenciarem na diferenciação

das células mesenquimais em osteoblastos, fibroblastos ou condrócitos, não se conhece todos os mecanismos envolvidos. Sabe-se que a remodelação das células depende da adaptação contínua em relação às cargas funcionais e reparação dos danos advindos de sobrecargas na interface<sup>12</sup>.

É comprovado que superfície rugosa gera uma tensão residual compressiva e essa tensão residual melhora as propriedades mecânicas do implante dentário. Esses valores são muito semelhantes aos obtidos por outros autores em implantes de titânio jateados, a rugosidade da superfície pode variar em várias centenas de pontos percentuais em diferentes locais do mesmo implante. Portanto, um valor médio que supostamente representa todo o parafuso deve ser baseado em medições de diferentes locais, uma vez que é conhecido a partir de estudos de amostras recuperadas, os fatores importantes que influenciam a osseointegração são: material biocompatível, forma do implante, superfície do implante, qualidade e quantidade ósseas, técnica cirúrgica e condições do carregamento. Considerando que o número de variáveis é grande e até a presente data não foram analisados as possíveis combinações e variações destes parâmetros, não há um consenso entre os pesquisadores quanto a melhor superfície, rugosidade e até mesmo a forma dos implantes<sup>12-14</sup>.

Na Implantodontia existe uma variedade de técnicas de tratamento da superfície dos implantes comerciais. Os implantes comercializados no Brasil com diferentes tratamentos destacam-se os modelos conforme abaixo e suas morfologias como: Ataque ácido: (a e b); Jateamento com óxido de titânio: (c); Anodização: (d). Muitos revestimentos na superfície do titânio foram testados, incluindo pulverização de plasma, revestimentos biomiméticos, oxidação em gel, deposição química de vapor e oxidação anódica, entre esses tratamentos superficiais, a oxidação anódica ganhou destaque devido a sua fácil produção, baixo custo de produção e altas taxas de aceitação das células ósseas<sup>14-16</sup>.

## Conclusão

Os resultados experimentais obtidos indicaram que a utilização de um eletrólito à base de ácido oxálico para anodização, seja em tensão contínua ou alternada, foi eficaz na formação de superfícies de implantes odontológicos de titânio ASTM F67 Grau 4 adequadas à osseointegração. A utilização do ácido oxálico no eletrólito possibilita a realização de um tratamento de superfície mais sustentável e menos agressivo que os tratamentos convencionais. A variação da tensão e da duração dos tratamentos resultou na formação de camadas oxidadas com diferentes cores e rugosidades. A interação entre a tensão e o tempo de anodização foi estatisticamente significativa na rugosidade, sendo obtidos níveis promissores para a promoção da textura superficial necessária à osseointegração.

A aplicação da tensão alternada nos tratamentos eletroquímicos resultou em maiores alterações topográficas na superfície das amostras, se comparada à anodização feita com tensão contínua. Nas amostras produzidas com tensão alternada foi verificada uma intensa formação de



microcavidades, o que não foi observado quando foi utilizada a corrente contínua. Os estudos de polarização potenciodinâmica em solução de NaCl a 3,5% mostraram que a superfície gerada com a anodização com corrente alternada mostrou elevados níveis de resistência à corrosão,

superiores ao titânio ASTM F67 Grau 4 sem tratamento. Com isso, considera-se que a superfície mais promissora neste material seja gerada com a anodização feita com eletrólito à base de ácido oxálico, sob tensão alternada de 30 volts durante 30 minutos.

## Referências

1. Simplício EA, Ferrari KR, Voltarelli A, França CE, Santos BH, Arruda AL, Sakman R. Segurança do paciente assistido na atenção primária. *Glob Clin Res.* 2023;3(1):e42. <https://doi.org/10.5935/2763-8847.20210042>
2. Alansari A, Sun Y. Um estudo comparativo do comportamento mecânico de titânio e zircônio comercialmente puros termicamente oxidados. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;74:221-31. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.011>
3. Alipal J, Lee TC, Koshy P, Abdullah HZ, Idris MI. Evolução do titânio anodizado para aplicações em implantes. *Heliyon.* 2021;7(7):e07408. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2021.e07408>
4. American Society for Testing and Materials. ASTM G3-14: prática padrão para convenções aplicáveis a medições eletroquímicas em testes de corrosão. West Conshohocken: ASTM; 2019.
5. American Society for Testing and Materials. ASTM G46-21: guia padrão para exame e avaliação de corrosão por pites. West Conshohocken: ASTM; 2021.
6. Barros CDR. Tribocorrosão em sistemas de implantes prematuros [tese]. Rio de Janeiro: COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2020.
7. Basir A, Demir AG, Previtali B, Colombo P. Avanços recentes no processamento de titânio e ligas de titânio por meio de moldagem por injeção de metal para aplicações biomédicas. *Materiais (Basileia).* 2023;16:1-33. <https://doi.org/10.3390/ma16010001>
8. Byju. Corrosão galvânica [Internet]. 2024 [acesso em 5 set 2024]. Disponível em: <https://byjus.com/chemistry/galvanic-corrosion/>
9. Capelin GR. Estudo da eletrodeposição de óxido de titânio com adição de magnésio em substrato de titânio com corrente constante. *Matéria (Rio J).* 2023;28(2):e20230029. <https://doi.org/10.1590/1517-7076-rmat-2023-0029>
10. Indira K. Uma revisão sobre nanotubos de TiO<sub>2</sub>: influência dos parâmetros de anodização, mecanismo de formação, propriedades, comportamento de corrosão e aplicações biomédicas. *J Bio Tribo Corros.* 2015;1(28):1-22. <https://doi.org/10.1007/s40735-015-0028-6>
11. Chen W. Ozonização catalítica eficaz para degradação de ácido oxálico com Fe-Cu-MCM-41 bimetalico: parâmetros e mecanismo de operação. *J Chem Technol Biotechnol.* 2017;92(11):2862-9. <https://doi.org/10.1002/jctb.5304>
12. Chen YW, Chen LY, Li XX. Corrosão por pites de titânio biomédico e ligas de titânio: uma breve revisão. *Curr Nanosci.* 2021;17(2):156-67. <https://doi.org/10.2174/1573413716999201125221>
13. Costa FP, Dehoul MS. Assistência ao portador de diabetes mellitus na atenção primária: papel do enfermeiro e importância na equipe multidisciplinar. *Glob Acad Nurs.* 2022;3(S3):e295. <https://doi.org/10.5935/2675-5602.20200295>
14. Tuna SH, Pekmez Ö, Kürkçüoğlu I. Avaliação da resistência à corrosão de estrutura de liga de Co-Cr fabricada por fresamento CAD/CAM, sinterização a laser e ligas de fundição. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):26-8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.021>
15. Vilardell AM. Estudo in vitro de estruturas hierárquicas: oxidação anódica e tratamentos alcalinos em revestimentos de pulverização a gás frio de titânio. *Mater Sci Eng C.* 2018;91:589-96. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.05.074>
16. Wadhvani C. Coloração de liga de titânio-6alumínio-4vanádio usando anodização eletroquímica: desenvolvimento de uma tabela de cores. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):26-8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.021>

