

Resistência à corrosão da liga ASTM F136 para aplicações como implantes dentários

Tamara da Silva Tavares dos Reis, Instituto Militar de Engenharia, tamara.silva@ime.eb.br, ORCID: 0009-0006-1006-7075.

Késia Simões Ribeiro, Instituto Militar de Engenharia, kesia.simoes@ime.eb.br, ORCID: 0000-0001-9129-2237

Renata Lorusso Sampaio, Instituto Militar de Engenharia, renata.lorusso@ime.eb.br, ORCID: 0000-0002-4490-826X

Francielly Moura de Souza Soares, Instituto Militar de Engenharia, moura.francielly@outlook.com, ORCID: 0000-0001-9311-9139

Carlos Nelson Elias, Instituto Militar de Engenharia, elias@ime.eb.br, ORCID: 0000-0002-7560-6926.

Autor correspondente: elias@ime.eb.br

RESUMO

As ligas metálicas são empregadas em próteses dentárias implantossuportadas e em implantes em virtude de suas propriedades mecânicas superiores em relação à outras ligas, elevada biocompatibilidade e resistência à corrosão. Dentre as ligas a ASTM F136 (Ti-6Al-4V) destaca-se como uma das mais utilizadas como biomaterial, principalmente devido à formação espontânea de uma camada passiva de óxido de titânio (TiO_2), a qual atua como barreira protetora contra processos corrosivos e interações com células. Contudo, em condições críticas, como o ambiente oral e acúmulo de biofilme observado na peri-implantite, essa camada pode ser comprometida, favorecer a liberação de íons metálicos que desencadeiam respostas inflamatórias locais e efeitos sistêmicos adversos. A cavidade oral constitui um ambiente dinâmico e multifatorial. A saliva, apesar de atuar como solução tampão, a presença da microbiota oral e as flutuações no pH influenciam na estabilidade e na longevidade dos implantes. Compostos químicos dos produtos de higiene bucal contêm fluoretos e peróxido de hidrogênio, os quais intensificam os processos corrosivos. Além disso, fatores mecânicos, como micromovimentos na interface osso-implante, podem exacerbar a degradação do material, comprometendo a integridade estrutural do implante. Os ambientes inflamatórios e as condições químicas adversas reduzem significativamente a resistência à corrosão da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136), levantando preocupações quanto à liberação de elementos como alumínio e vanádio, os quais estão associados a potenciais efeitos tóxicos. Este estudo tem como objetivo realizar uma revisão crítica dos principais fatores que influenciam na resistência à corrosão dos implantes dentários de Ti-6Al-4V (ASTM F136), com ênfase na influência da camada passiva de óxido de titânio, nas condições adversas presentes na cavidade oral, incluindo variações de pH e nas consequências da liberação de íons metálicos na biocompatibilidade e longevidade dos implantes.

Palavras-chave: corrosão. implantes dentários. Ti-6Al-4V.

1 Introdução

As estruturas das próteses dentárias implantossuportadas são fabricadas com várias ligas. O titânio comercialmente puro (ASTM F67) e a liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) são usados na fabricação dos implantes. As estruturas metálicas das próteses implantossuportadas podem ser fabricadas com a liga ASTM F136, Cr-Co e Co-Cr-Mo. Os parafusos para unir as partes são de aço inoxidável ASTM F138, Ti comercialmente puro ASTM F136 grau 5 e Cr-Co [1]. Essas ligas possuem características importantes, como resistência mecânica, biocompatibilidade e resistência à corrosão. A liga F136, por exemplo, é um dos materiais metálicos mais relevantes para os implantes dentários, graças à sua excelente resistência à corrosão, boas propriedades mecânicas e alta biocompatibilidade, características essenciais para sua durabilidade e aceitação pelo corpo humano [2].

O processo corrosivo dos implantes dentários ocorre quando materiais, como a liga de titânio Ti-6Al-4V (ASTM F136), são expostos a condições adversas na cavidade oral. O titânio, ao entrar em contato com o oxigênio, forma uma camada passiva de óxido de titânio (TiO_2) que está associada à sua resistência à corrosão da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136), que funciona como uma barreira protetora, isolando o material dos fluidos corpóreos e, assim, minimizando reações adversas [3]. Contudo, essa proteção pode ser comprometida em situações quando ocorre processo inflamatório, como na peri-implantite, uma condição comum ao redor dos implantes dentários. Nesses casos, a integridade da camada passiva de (TiO_2) é prejudicada, resultando na liberação de íons metálicos no organismo, o que pode aumentar as reações inflamatórias locais e efeitos sistêmicos indesejáveis. Além disso, íons presentes na saliva, como fluoretos e peróxido de hidrogênio, substâncias frequentemente encontradas em produtos de higiene bucal, também aceleram esse processo corrosivo [4].

A cavidade bucal é um ambiente complexo e dinâmico, onde fatores como a presença de saliva, bactérias, variações de pH e o contato com alimentos e bebidas afetam significativamente os materiais implantados, como os implantes dentários. A saliva, além de atuar como lubrificante, contém íons e enzimas que influenciam as reações químicas na superfície dos implantes, especialmente quando combinados com biofilmes bacterianos e inflamações peri-implantares, como a peri-implantite [5]. Esse fenômeno de corrosão é particularmente preocupante, pois a liberação de íons metálicos no tecido ao redor do implante causa inflamação, dor e, em casos mais graves, a falha do implante. A interação de fatores mecânicos, como micromovimentos na interface osso-implante, também pode intensificar a corrosão por fresta, prejudicando a osseointegração e, consequentemente, o sucesso do implante.

Estudos recentes, como os de Yang Lixia et al. (2020), Berbel LO et al. (2019) e Teixeira GTL et al. (2024), apontam que fatores como pH ácido, presença de peróxido de hidrogênio (H_2O_2), albumina e íons fluoreto que reduzem significativamente a resistência à corrosão da liga F136 em condições inflamatórias, o que é uma preocupação para a longevidade dos implantes dentários. Adicionalmente, há inquietações quanto à liberação de íons da liga Ti-6Al-4V, como alumínio e vanádio, que podem estar associados a efeitos nocivos à saúde, incluindo distúrbios neurológicos e reprodutivos [4],[6] e [7].

Este trabalho tem como objetivo revisar e analisar criticamente os principais fatores que influenciam na resistência à corrosão da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) usada em implantes dentários. Foi destacada a influência da camada passiva de óxido de titânio, os efeitos das condições adversas presentes na cavidade oral, como variações de pH, presença de fluoretos, peróxido de hidrogênio e processos inflamatórios. Há necessidade de se discutir as consequências da liberação de íons metálicos na biocompatibilidade e longevidade dos implantes. Além disso, busca-se apresentar perspectivas de novas ligas metálicas e tratamentos de superfície que possam oferecer maior estabilidade e segurança clínica.

2 Revisão da literatura

2.1 Implante Dentário

A seleção adequada do material para implantes dentários é um fator determinante para o sucesso e a durabilidade dos implantes. Um critério importante a ser considerado é a biocompatibilidade, resistência mecânica, durabilidade e resistência à corrosão e ao desgaste na boca. Além disso, o material deve favorecer a osseointegração, processo que consiste na formação de uma conexão direta e estável entre o osso e o implante, essencial para garantir a estabilidade funcional durante a mastigação [8].

Os implantes dentários são dispositivos utilizados para substituir a raiz de dentes perdidos, sendo inseridos nos ossos maxilares para dar suporte às próteses dentárias. Representam uma solução eficaz para pacientes que sofreram perdas dentárias decorrentes de doenças periodontais, traumas ou outras condições clínicas. A restauração das funções mastigatórias com implantes é importante para preservar a estrutura óssea e prevenir complicações como perda óssea, disfunção na fala e problemas na articulação temporomandibular. Embora existam outras opções de próteses, como pontes e dentaduras, essas muitas vezes não conseguem restaurar adequadamente a mastigação. Em contrapartida, os implantes dentários oferecem uma solução mais eficaz, pois exercem forças adequadas sobre os ossos maxilares durante a mastigação, promovendo a manutenção da funcionalidade e da estrutura óssea, além de proporcionar uma reabilitação mais próxima da condição natural dos dentes. Assim, os implantes ajudam a preservar o equilíbrio da boca e a evitar complicações relacionadas à perda dentária [1] e [9].

Para atender as necessidades da odontologia, é necessário desenvolver biomateriais que apresentem alta resistência à corrosão, com liberação mínima de íons do ponto de vista toxicológico, além de propriedades mecânicas adequadas para suas aplicações. Devido a essas características, o titânio e suas ligas são os materiais mais utilizados na fabricação de próteses, na ortodontia e implantodontia. Mostra-se na Figura 1 uma ilustração das estruturas dos implantes dentários [9].



Figura 1- Imagem ilustrativa de um implante dentário. Fonte:[10].

2.2 Corrosão em Liga Ti-6Al-4V

A resistência à corrosão é uma das características mais importante que influenciam a biocompatibilidade de biomateriais metálicos. Essa característica está diretamente relacionada à formação de filmes passivos na superfície dos metais, os quais atuam como barreiras protetoras contra a ação de agentes químicos presentes no meio biológico. No

entanto, tais películas podem ser comprometidas por processos de desgaste mecânico durante o uso clínico de componentes como placas ósseas, parafusos, articulações artificiais e restaurações dentárias. O desgaste desses biomateriais metálicos pode resultar na geração de partículas de detrito e na intensificação da liberação de íons metálicos no organismo [11]. A liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) destaca-se por apresentar uma resistência à corrosão superior em comparação com outras ligas metálicas, embora ainda possa ser degradada em condições desfavoráveis, como em ambientes ácidos ou com alta concentração de cloretos e fluoretos. Além disso, processos inflamatórios podem acelerar a dissolução dessas ligas [12] e [13].

Os íons de flúor podem formar complexos solúveis com os íons de titânio provenientes das camadas de óxido, dependendo da sua concentração. Na ausência das camadas de óxido de passivação, o titânio se torna suscetível à corrosão devido à sua alta reatividade. Além disso, presença de cátions de hidrogênio influencia a liberação dos íons de titânio. Em soluções que contêm cloreto, o óxido de titânio apresenta um comportamento anfótero, que não se manifesta em soluções de fluoreto [14].

2.2.1 Íons de flúor e pH

Estudos como o de HUANG et al. (2017) demonstraram que enxaguantes bucais com altas concentrações de fluoreto (até 260 ppm) e pH ácido (inferior a 4,5) reduzem significativamente a resistência à corrosão da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136). O comportamento de corrosão foi medido por potencial de circuito aberto e polarização potenciodinâmica. A análise morfológica das amostras foi realizada utilizando microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que as soluções com maior concentração de íons fluoreto, particularmente aquelas com baixa acidez (pH inferior a 4,5), reduziram significativamente a resistência à corrosão da liga de titânio. A solução com 260 ppm de fluoreto causou as maiores alterações na morfologia das superfícies de titânio, exibindo corrosão por pite e fendas. As amostras expostas a soluções com menor concentração de fluoreto (3,92 ppm) mostraram menos danos, sendo a corrosão mais controlada, semelhante à observada com a solução salina. Os autores concluíram que os enxaguantes bucais comerciais com alta concentração de fluoreto e baixo pH podem comprometer a resistência à corrosão de ligas de titânio usadas em dispositivos ortodônticos, como parafusos e braquetes. Isso pode influenciar a durabilidade desses dispositivos durante tratamentos a longo prazo. É necessário cuidado no uso contínuo de produtos com alta concentração de fluoreto para evitar a corrosão desses materiais [15].

A liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) é amplamente utilizada na fabricação de próteses dentárias e de joelho, sendo um dos materiais mais comuns em aplicações biomédicas. Suas excelentes propriedades mecânicas, como alta resistência à tração, baixa densidade e resistência à corrosão, a tornam ideal para esses fins. Além disso, essa liga apresenta grande resistência à corrosão em contato com tecidos e fluidos corporais, o que garante sua biocompatibilidade. Essa característica se deve à capacidade de formar uma camada passiva de óxido de titânio (TiO_2) em sua superfície, que oferece proteção adicional contra o ataque de ácidos minerais e íons cloreto [16].

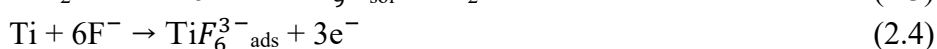
Os óxidos de titânio formados espontaneamente na superfície do titânio têm 3 estruturas com as denominações rutilo, anatase e brookita. A forma rutilo tem maior estabilidade química do que a forma anatase. A oxidação em alta temperatura induz a formação da forma rutilo, enquanto que a mistura de rutilo e anatase é formada na reação de oxidação em baixa temperatura. O filme fino de óxido de titânio é composto principalmente de óxido de titânio (TiO_2), dependendo das condições em que foi formado; embora TiO , $\text{TiO}(\text{OH})$ ou Ti_2O_3 possam ser encontrados na composição química da camada de óxido de

titânio. No entanto, o Ti_2O_3 é rapidamente convertido em $\text{TiO}(\text{OH})_2$ na atmosfera de ar e em TiO_2 após reação com moléculas de H_2O [17].

No caso do titânio e suas ligas, a aplicação de um potencial elétrico resulta na oxidação do titânio metálico Ti^{4+} , conforme mostrado na Equação (2.1). Após essa oxidação, o íon Ti^{4+} reage com a água presente no meio eletrolítico, como descrito na Equação (2.2), o que promove o crescimento da camada de óxido na superfície do material [18].



Íons como o fluoreto são altamente agressivos e têm a capacidade de desestabilizar a camada protetora de óxidos que recobre superfícies metálicas, desencadeando processos de corrosão. Isso pode comprometer o uso do material ou reduzir significativamente sua eficiência e durabilidade [15]. Os fluidos corporais, por sua vez, também são muito corrosivos para superfícies de implantes metálicos, o que pode resultar na liberação de íons que não são biocompatíveis, como níquel (Ni), cobalto (Co), cromo (Cr), vanádio (V) e alumínio (Al), no organismo. A presença desses íons, gerados pela corrosão em ambientes fisiológicos, pode causar desconforto, infecções, reações alérgicas e inchaços. Além disso, a corrosão acelera os processos de fadiga e desgaste, aumentando a probabilidade de falhas nos implantes [19]. Estudos que simulam o ambiente salivar mostram que a presença de fluoreto torna os potenciais de corrosão mais ativos e eleva a corrente de corrosão da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) [18]. O mecanismo por trás da desestabilização da camada de óxido na presença de fluoreto é demonstrado nas equações a seguir.



A Equação (2.3) mostra que a dissolução da camada de óxido acontece pela substituição dos átomos de oxigênio do TiO_2 por flúor, resultando na formação do complexo solúvel TiF_6^{2-} , o que provoca a degradação do filme e expõe a superfície metálica, permitindo o início da corrosão da liga. Entretanto, o processo de formação do complexo solúvel envolve uma etapa anterior, como descrito na Equação (2.4), em que é gerado o complexo precursor TiF_6^{3-} , que permanece adsorvido na superfície até ser oxidado, formando o complexo solúvel, conforme ilustrado na Equação (2.5) [18].

KARTHEGA; TAMILSELVI; NALLAIYAN, 2006, estudaram a aplicação da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) em solução salina artificial, em ensaio de polarização potenciodinâmica, contendo 1% de NaF para pH 7,0, 5,0 e 3,5 estão representadas na Figura 2. De modo geral, a região de Tafel é seguida por um amplo platô de corrente constante e baixa, que corresponde à região de passividade, indicando a estabilidade termodinâmica do filme passivo formado na superfície do eletrodo. Os resultados obtidos para pH 7,0 na presença de 1% de NaF indicam a capacidade do eletrodo de formar camadas de óxido em sua superfície, o que faz com que o potencial do eletrodo aumente na direção positiva. O valor da densidade de corrente de corrosão, I_{corr} , para pH 7,0 é de $23,19 \mu\text{Acm}^{-2}$, que é comparativamente menor do que $12,82 \mu\text{Acm}^{-2}$ e $2,075 \mu\text{Acm}^{-2}$ para pH 5,0 e pH 3,5, respectivamente. Isso se deve ao fato de que os íons fluoreto podem influenciar as propriedades da camada de óxido, fazendo com que o valor de E_{corr} se desloque na direção negativa. Essa alta densidade de corrente é provavelmente devido à dissolução do filme de óxido protetor na presença de fluoreto em pH mais baixo, assim como à dissolução do substrato [20].

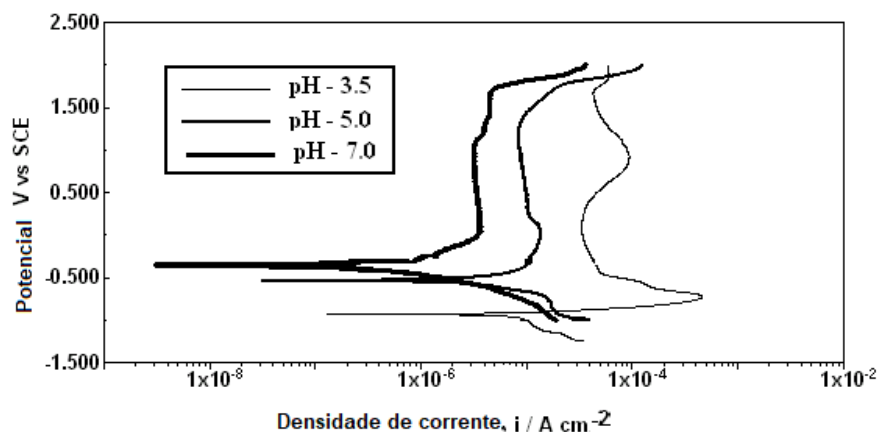


Figura 2 – Polarização potenciodinâmica de Ti-6Al-4V (ASTM F136) em vários pH em saliva artificial. Fonte: [20].

Existe um limite crítico de concentração de fluoreto, acima do qual a liga de titânio perde sua resistência à corrosão. Esse limite depende do pH do ambiente, ou seja, da acidez. À medida que o meio se torna mais ácido (menor pH), a concentração crítica de fluoreto necessária para iniciar a corrosão é reduzida. Isso ocorre porque, em ambientes mais ácidos, os íons de hidrogênio (H^+) e fluoreto (F^-) agem juntos para acelerar a dissolução do filme de óxido protetor que se forma naturalmente na superfície da liga de titânio [6], [15] e [20].

Os íons fluoreto são agressivos para metais reativos, como o titânio, especialmente em ambientes ácidos. Eles causam a formação de moléculas complexas de fluoreto de titânio, que são estáveis e solúveis, resultando na destruição da camada de óxido que protege o titânio contra a corrosão. A análise realizada demonstrou que o ataque por fluoreto é mais severo em pH mais baixo, já que o ambiente ácido facilita a dissolução do óxido de titânio. A conclusão dos autores foi que, o comportamento de corrosão da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) em presença de fluoreto é fortemente dependente do pH. Em pH 7,0, a liga forma uma camada passiva estável que oferece alta resistência à corrosão. No entanto, em pH 5,0 e 3,5, a corrosão aumenta significativamente devido à degradação dessa camada protetora pelos íons fluoreto, especialmente em ambientes mais ácidos. Assim, a liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) demonstra maior resistência à corrosão em meio com pH neutro (7,0), mas é vulnerável a ataques corrosivos em pH ácido [20].

2.2.2 Corrosão associada a implante dentário

A corrosão galvânica ocorre quando dois metais distintos entram em contato direto em uma solução eletrolítica. Esse fenômeno é observado nas superfícies de contato internas das conexões entre implantes e pilares de titânio. A corrosão galvânica pode se manifestar quando ligas diferentes se encontram diretamente na cavidade oral ou em tecidos adjacentes, Figura 4. Quando a saliva se infiltra em componentes protéticos que estão em contato com os implantes, a dissolução de metal provoca correntes elétricas devido a uma diferença de potencial gerada pela formação de uma célula galvânica. No contexto dos implantes dentários, processos eletroquímicos complexos relacionados ao implante e à estrutura de suporte estão associados à corrosão galvânica, resultando em uma situação clinicamente significativa por duas razões principais: os efeitos biológicos que podem resultar da

dissolução dos componentes da liga e a destruição óssea provocada pelo fluxo de corrente gerado pelo acoplamento galvânico [21].

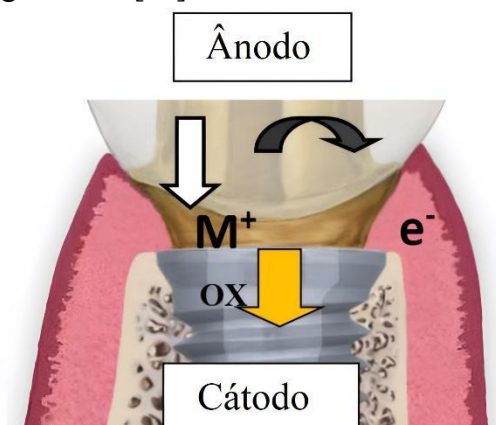


Figura 4 - O par galvânico formado em implantes funciona da seguinte maneira: o metal mais reativo (menos nobre) age como ânodo, liberando íons metálicos para o ambiente, enquanto o metal menos reativo (mais nobre) age como cátodo. Fonte: Adaptado de [21].

A corrosão por frestas é um tipo de dano localizado que ocorre nas superfícies de contato entre implantes, pilares e estruturas protéticas, como ilustrado na Figura 5. Essas áreas apresentam acesso limitado para a entrada e saída de fluidos orais, bem como redução de oxigênio. Nesses pontos de contato restrito, o fluido fisiológico se torna ácido, levando à diminuição do pH devido à presença de íons H^+ livres. Além disso, a carga dinâmica durante a mastigação provoca micromovimentos nas conexões entre implante e pilar, resultando no desgaste das superfícies de contato e na degradação precoce da fina camada de óxido de titânio. Dessa forma, a interação entre a corrosão e os micromovimentos provoca alterações estruturais e desgaste nas superfícies, culminando na corrosão por atrito, que é responsável pela maior parte da liberação de metal nos tecidos adjacentes [17].

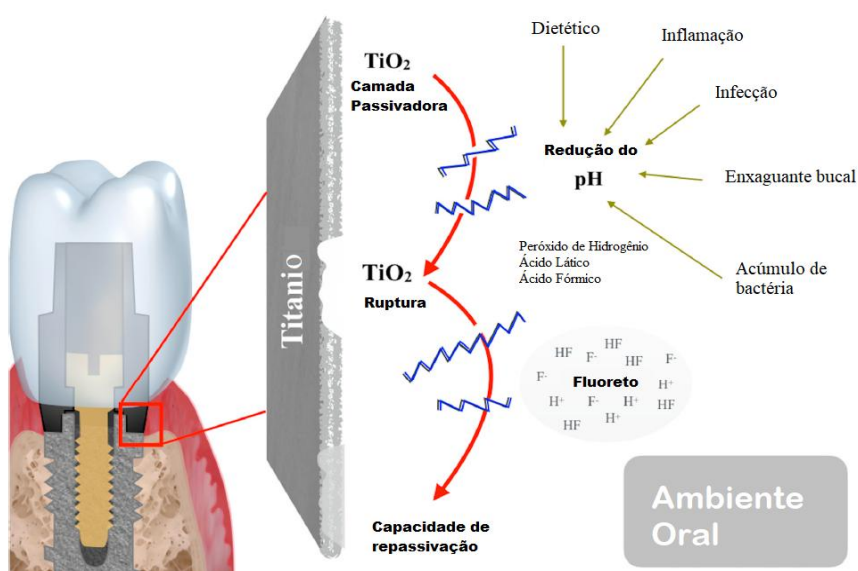


Figura 5 - Fatores que influenciam na corrosão do Ti. Fonte: Adaptado de [17].

2.3 Toxicidade associada à liga de Ti-6Al-4V

Os metais, em sua forma iônica, tendem a ser altamente reativos e a interagir com sistemas biológicos através de diversos mecanismos moleculares. Um dos principais processos associados à toxicologia dos metais é a inibição enzimática. Além disso, o dano oxidativo representa uma reação química fundamental nesse contexto. Vários metais podem funcionar como centros catalíticos em reações de oxirredução com oxigênio molecular ou outros oxidantes endógenos, levando a modificações oxidativas em biomoléculas, como proteínas e DNA. Essa alteração pode ser uma etapa crítica na carcinogenicidade de determinados metais [1].

Metais geralmente considerados essenciais, como cobalto (Co), cobre (Cu), ferro (Fe), magnésio (Mg), manganês (Mn), molibdênio (Mo), selênio (Se) e zinco (Zn), também podem causar toxicidade em órgãos-alvo. É importante avaliar a toxicidade intrínseca de cada elemento e sua capacidade de se ligar a macromoléculas, o que pode resultar na conversão de hidróxidos metálicos em complexos metal-proteína potencialmente tóxicos [3].

A maioria dos metais pode afetar múltiplos sistemas orgânicos, começando a partir de íons livres. Os alvos podem incluir processos bioquímicos específicos a nível enzimático, bem como membranas celulares e organelas. A estabilidade química em meios orgânicos é uma resposta direta aos tratamentos que os biomateriais recebem durante suas etapas de fabricação. Nesse sentido, tratamentos térmicos e superficiais podem impactar as respostas biológicas esperadas [20].

A ausência total de corrosão, não é uma expectativa realista, e questionam se uma taxa mínima de corrosão seria suficiente para garantir a compatibilidade bioquímica de um biomaterial. No que diz respeito à corrosão, a liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) apresenta uma maior suscetibilidade à liberação de íons metálicos de alumínio e vanádio, que estão associados a problemas de saúde a longo prazo. A liberação de íons de vanádio e alumínio da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) tem sido relacionada a complicações em processos crônicos, incluindo a doença de Alzheimer, neuropatia e osteomalácia [14] e [22]. Estes efeitos citotóxicos causados no corpo pela presença de íons alumínio e vanádio, provocam reações adversas em tecidos e desordens neurológicas. Essa problemática é agravada pela diminuição da resistência à corrosão da liga, quando exposta por muito tempo aos fluidos corpóreo [23].

2.4 Diagrama de Pourbaix do Titânio

Mostra-se na Figura 3 o diagrama de Pourbaix para o titânio em contato com solução aquosa. O diagrama de Pourbaix para o titânio mostra as diferentes regiões de estabilidade do metal em função do pH e do potencial eletroquímico (E) da solução. Ele descreve as formas que o titânio pode assumir em meio aquoso, seja como íon dissolvido, óxido sólido ou metal puro, dependendo dessas condições. Vamos detalhar as principais áreas e o que cada uma representa [24] e [25]:

1. Eixo horizontal (pH): O pH varia de 0 (ambiente altamente ácido) a 14 (ambiente altamente básico). À medida que nos movemos para a direita, o meio se torna mais alcalino.
2. Eixo vertical (Potencial E): O potencial eletroquímico (em volts) varia de -2,4 V a +2,2 V. Esse eixo representa o potencial de eletrodo em relação a um eletrodo de referência.
3. Região do titânio metálico (Ti): A parte inferior esquerda do diagrama, onde o potencial é negativo e o pH é baixo a neutro (até cerca de 8), representa a região de estabilidade do titânio metálico. Nessa região, o titânio é estável em sua forma metálica, não corroendo.

4. Região de passivação (TiO_2): Acima da área do titânio metálico, entre aproximadamente pH 3 e 12, encontramos a região onde o titânio forma uma camada passiva de dióxido de titânio (TiO_2). Essa camada protetora impede a corrosão, o que explica a excelente resistência à corrosão do titânio em muitos ambientes. É importante destacar que essa é uma região de passivação muito ampla, o que demonstra a estabilidade da camada de óxido em uma ampla faixa de pH e potencial.

5. Região de íons dissolvidos (Ti^{4+} , Ti^{3+} e Ti^{2+}): Nas áreas superiores e laterais, com pH muito baixo ou alto e potenciais mais elevados, o titânio tende a se dissolver, formando íons como Ti^{4+} , Ti^{3+} e Ti^{2+} . Nessas regiões, o material está sujeito à corrosão.

A dissolução do óxido TiO_2 ocorre especialmente em condições de acidez elevada, onde o titânio forma íons solúveis em solução, como TiO_4^- e TiO_3^{2-} .

6. Regiões de compostos intermediários (TiO , Ti(OH)_3 , etc.): O diagrama também mostra áreas onde o titânio pode formar compostos intermediários como TiO e Ti(OH)_3 . Esses compostos são menos estáveis que o TiO_2 e são formados em condições específicas de potencial e pH.

O diagrama de Pourbaix do titânio ilustra a estabilidade do material sob várias condições eletroquímicas. O titânio é altamente resistente à corrosão devido à sua ampla zona de passivação (TiO_2), que o protege em muitas condições ambientais. No entanto, em ambientes muito ácidos ou muito alcalinos com altos potenciais eletroquímicos, o titânio pode se corroer, formando íons dissolvidos.

Diversos tipos de corrosão foram identificados nas superfícies de implantes dentários e seus pilares. A corrosão uniforme ou generalizada acontece quando toda a superfície metálica entra em contato com os reagentes catódicos, levando à expansão do processo corrosivo por toda a área. Já a corrosão por pite é um tipo de corrosão localizada, caracterizada pelo aparecimento de pequenas cavidades ou pite na superfície do material. Esse tipo de corrosão é considerado mais perigoso que a generalizada, pois é mais difícil de identificar, prever e evitar. Nos implantes de titânio, a corrosão por pites ocorre quando a fina camada de óxido de titânio se deteriora em áreas específicas no ambiente bucal [26].

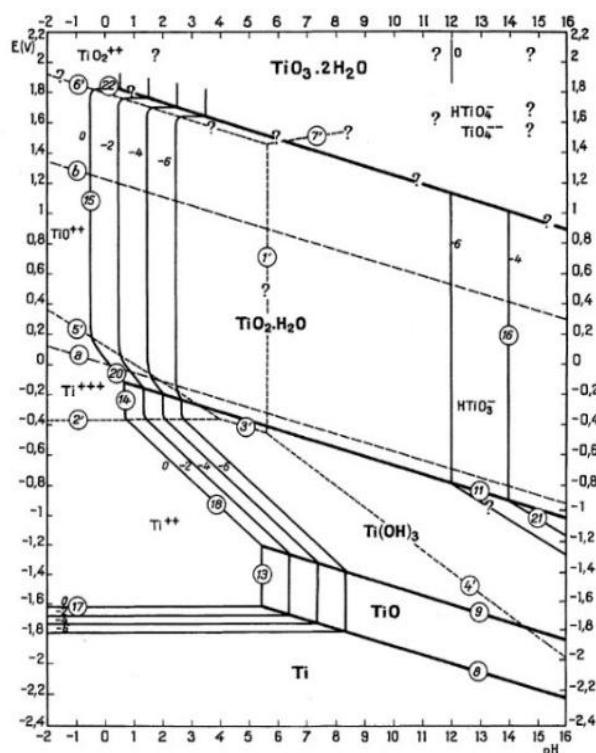


Figura 3 - Diagrama de Pourbaix para o elemento titânio. Fonte: [24].

3 Conclusões

O estudo da resistência à corrosão dos implantes dentários da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) é fundamental para garantir a durabilidade e a segurança desses dispositivos. A liga, reconhecida por sua excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas, apresenta desafios relacionados à corrosão, especialmente em ambientes fisiológicos que podem ser agressivos.

Os resultados das pesquisas mostram que a liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) possui uma boa resistência à corrosão, principalmente devido à formação de uma camada passiva de óxido de titânio na superfície. No entanto, os fatores externos, como pH e temperatura, afetam essa resistência, levando a possíveis falhas nos implantes.

É essencial que futuros estudos se concentrem em otimizar o processamento e a composição da liga para maximizar sua resistência à corrosão, minimizando assim o risco de degradação ao longo do tempo.

A aplicação prática dos conhecimentos adquiridos não só aprimora a eficiência dos implantes dentários, mas também proporciona um maior nível de confiança para profissionais de saúde e pacientes, assegurando que as soluções de implantodontia sejam não apenas eficazes, mas também seguras. Assim, a contínua investigação e inovação na área são cruciais para o avanço da tecnologia de implantes e para o bem-estar dos pacientes.

Agradecimentos

Agradeço à instituição de fomento CAPES e ao Instituto Militar de Engenharia pelo apoio e suporte para a realização deste trabalho.

Referências

- [1] SOARES, F. M. de S. Resistência à corrosão de ligas de Titânio e Cromo-Cobalto. 80 p. Mestrado em Ciências e Engenharia dos Materiais — Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2019. 21 jan. de 2019. Disponível em: <<http://aquarius.ime.eb.br/~debiassi/dissertacao%20Francielly.pdf>>.
- [2] NAMUS, R.; RAINFORTH, W. The influence of cathodic potentials on the surface oxide layer status and tribocorrosion behaviour of ti6al4v and coCrMo alloys in simulated body fluid. *Biotribology*, v. 30, p. 100212, 2022. ISSN 2352-5738. <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352573822000075>>.
- [3] KANDASWAMY, E.; HARSHA, M.; JOSHI, V. M. Titanium corrosion products from dental implants and their effect on cells. 2024.
- [4] BERBEL, L. O. Avaliação da resistência à corrosão da liga Ti-6Al-4V para implantes dentários em ambientes aerados e deaerados. 180 p. Tese (Doutorado) — Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2021.
- [5] TORQUATO, M. A. Ligas metálicas para implantes dentários em substituição à liga de Ti-6Al-4V. 79 p. Monografia (Grad em Odontologia) — Univ Estadual Paulista, Araraquara, 2022.
- [6] YANG, L.; WU, Y.; CHEN, S.; XIAO, Y.; CHEN, S.; HAO, S.; WANG, J. Dynamic corrosion trail of ti-6al-4v alloy in acid artificial saliva containing fluoride ion. *Journal of Wuhan University of Technology-Mater. Sci. Ed.*, p. 794–804, Ago. 2020.
- [7] TEIXEIRA, G. T. L.; FERREIRA, M. O. A.; GELAMO, R. V.; OBATA, M. M. S.; PERINI, H. F.; SILVA, M. V. da; SIervo, A. de; SLADE, G. G.; MORETO, J. A.; SLADE, N. B. L. Corrosion behaviour of the ti-6al-4v alloy after functionalization by polyacrylic acid using plasma-enhanced chemical vapor deposition. *Emergent Materials*, v. 35, p. 2522–574X, Mai. 2024.
- [8] KUMAR, S. T.; DEVI, S. P.; KRITHIKA, C.; RAGHAVAN, R. N. Review of metallic biomaterials in dental applications. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, v. 12, 2020. 28 ago de 2020. <https://journals.lww.com/jpbbs/fulltext/2020/12001/review_of_metallic_biomaterials_in_dental.4.aspx>.
- [9] SANTOS, L. S. Obtenção e caracterização morfológica, estrutural, mecânica e de molhabilidade de nanotubos de TiO₂ para aplicação em biomateriais. 67 p. Mestrado em Ciências e Engenharia dos Materiais - PIPE — Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2014. 27 fev. de 2014. <<https://acervodigital.ufpr.br/xmlui/bitstream/handle/1884/42450/R%20-%20D%20-20LUCIANE%20SOPCHENSKI%20SANTOS.pdf?sequence=3&isAllowed=y>>.
- [10] INTEGRADA, E. O. Implante Dentário e Próteses. 2024. 21 set. de 2024. <<https://enleवादontologia.com.br/implantes-e-proteses-dentarias-cuiaba/>>.
- [11] RIBEIRO, N. L. Titânio e suas ligas como biomateriais em substituições de tecidos duros. 79 p. Monografia (Graduação em Engenharia dos Materiais) — Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2014.
- [12] MOURA DE SOUZA SOARES, F.; BARBOSA, D. M.; REIS CORADO, H. P.; DE CARVALHO SANTANA, A. I.; ELIAS, C. N. Surface morphology, roughness, and corrosion resistance of dental implants produced by additive manufacturing. *Journal of Materials Research and Technology*, v. 21, p. 3844–3855, 2022. ISSN 2238-7854. <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2238785422016520>>.
- [13] RODRIGUEZ, G. M.; BOWEN, J.; ZELZER, M.; STAMBOULIS, A. Selective modification of ti6al4v surfaces for biomedical applications. *The Royal Society of Chemistry*, v. 10, p. 17642–17652, 2020. Disponível em: <<https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2020/ra/c9ra11000c>>.

- [14] BARBOSA, D. M. Análise da correlação entre a rugosidade e a resistência à corrosão do titânio comercialmente puro grau 4. 84 p. Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais-Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2021. 7 dez. de 2021. Disponível em: <<http://aquarius.ime.eb.br/~debiassi/dissertacao%20Dyanni.pdf>>.
- [15] HUANG, G.-Y.; JIANG, H. B.; CHA, J.-Y.; KIM, K.-M.; HWANG, C.-J. The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (ti-6al-4v). THE KOREAN JOURNAL of ORTHODONTICS, The Korean Assoc of Orthodontists, v. 45, n. 5, p. 306–312, 2017. <<https://doi.org/10.4041/kjod.2017.47.5.306>>.
- [16] BARBOSA, G. R.; SOARES, F. M. de S.; MONTEIRO, E. dos S.; ELIAS, C. N. Resistência à corrosão de ligas de titânio para aplicação biomédica. In: 74º Congresso Anual da ABM. [s.n.], 2019. p. 2350–2356. //abmproceedings.com.br/ptbr/article/resistencia-corrosao-de-ligas-de-titanio-para-aplicacao-biomedica>.
- [17] SOUZA, J. C. M.; APAZA-BEDOYA, K.; BENFATTI, C. A. M.; SILVA, F. S.; HENRIQUES, B. A comprehensive review on the corrosion pathways of titanium dental implants and their biological adverse effects. Metals, v. 10, n. 9, 2020. ISSN 2075-4701. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2075-4701/10/9/1272>>.
- [18] VERSTEG, A. Influência das modificações superficiais em ligas de titânio no comportamento frente à corrosão do material: Uma revisão focada em aplicações odontológicas. 48 p. Monografia (Graduação em Bacharel em Química) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2020.
- [19] MONTEIRO, E. dos S. Influência do tratamento térmico na dureza e na resistência à corrosão das ligas Ti47Nb e Ti-30Nb-7Zr para aplicações biomédicas. 113 p. Tese (Doutorado Ciências e Engenharia de Materiais) – IME, Rio de Janeiro, 2020. Disponível em: <<http://aquarius.ime.eb.br/~debiassi/tese%20Emilia.pdf>>.
- [20] KARTHEGA, M.; TAMILSELVI, S.; NALLAIYAN, R. Effect of ph on the corrosion behaviour of ti6al4v alloy for dental implant application in fluoride media. Trends in Biomaterials and Artificial Organs, v. 20, 07 2006.
- [21] MELLADO-VALERO, A.; MUÑOZ, A. I.; PINA, V. G.; SOLA-RUIZ, M. F. Electrochemical behaviour and galvanic effects of titanium implants coupled to metallic suprastructures in artificial saliva. Materials, v. 11, n. 1, 2018. ISSN 1996-1944. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1996-1944/11/1/171>>.
- [22] TORRES, C. A. M. P. Caracterização de ligas de Titânio em implantes dentários. 115 p. Tese (Doutorado) — Univ Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2021.
- [23] SANTANA, J. de A. Desenvolvimento de revestimentos híbridos aplicados aos substratos de Ti-6Al-4V para aplicações biomédicas. 112 p. Tese (Doutorado em Química) — Univ Fed de Sergipe, Sergipe, 2019. <https://ri.ufs.br/bitstream/riufs/11202/2/JOSEANE_ANDRADE_SANTANA.pdf>
- [24] SALES, V. de O. F. Resistência à corrosão de ligas metálicas biocompatíveis em soluções de fluido corporal. 72 p. Mestrado em Ciências e Engenharia dos Materiais — Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2019. 22 jul. de 2019. Disponível em: <<https://repositorio.ufc.br/handle/riufc/44145>>.
- [25] MELO, P. J. Formação e caracterização de óxidos crescidos anodicamente sobre Ti e Ti6Al4V. 113 p. Tese (Doutorado em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003. <<https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/5024/000418962.pdf;jsessionid=1729CE242CADBAD7C8EF743B3CA3B779?sequence=1>>.
- [26] FILHO, S. L. M. R.; MOURA, L. S.; BASTOS, I. N.; BUENO, A. H. S. Avaliação do efeito da rugosidade na formação do filme passivo em ligas de titânio utilizadas como biomateriais. In: Assoc Bras de Corrosão. Fortaleza: INTERCORR, 2014. p. 1–12. Maio. de 2014. <https://abraco.org.br/src/uploads/intercorr/2014/_104.pdf>.