

## **PROPRIEDADES MECÂNICAS E BIOCOMPATIBILIDADE DA LIGA Ti-6Al-4V (F136) APLICADA EM IMPLANTES DENTÁRIOS**

**Késia Simões Ribeiro**, Instituto Militar de Engenharia, kesia.simoes@ime.eb.br, 0000-0001-9129-2237 **Tamara da Silva Tavares Reis**, Instituto Militar de Engenharia, tamara.silva@ime.eb.br, 0009-0006-1006-7075 **Francielly Moura de Souza Soares**, Instituto Militar de Engenharia, moura.francielly@outlook.com, 0000-0001-9311-9139 **Renata Lorusso Sampaio**, Instituto Militar de Engenharia, renata.lorusso@ime.eb.br, 0000-0002-4490-826X **Carlos Nelson Elias**, Instituto Militar de Engenharia, elias@ime.eb.br, 0000-0002-7560-6926  
Késia Simões Ribeiro (kesia.simoes@ime.eb.br)

### **RESUMO**

Este estudo investiga as propriedades mecânicas e a biocompatibilidade da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) aplicada em implantes dentários. A seleção adequada de biomateriais exige compreender como as características microestruturais e físico-químicas da liga influenciam seu desempenho mecânico e sua interação biológica com o tecido ósseo. O objetivo é analisar o comportamento mecânico e a biocompatibilidade da liga Ti-6Al-4V (F136), destacando seus principais benefícios e limitações no uso odontológico. Parte-se da hipótese de que a combinação entre alta resistência mecânica, excelente resistência à corrosão e resposta biológica adequada justifica sua ampla aplicação clínica, embora o fenômeno de *stress shielding* possa comprometer sua longevidade funcional. A metodologia adotada consistiu em uma revisão bibliográfica de caráter qualitativo e exploratório, baseada em artigos científicos, dissertações e normas técnicas. Foram abordados aspectos relativos à composição química, microestrutura, propriedades mecânicas, comportamento eletroquímico e biocompatibilidade da liga. Os resultados apontam que a liga Ti-6Al-4V (F136) apresenta elevada resistência à tração e à compressão, módulo de elasticidade relativamente baixo em comparação a outros metais, excelente resistência à corrosão e alta biocompatibilidade. Contudo, a discrepância entre o módulo elástico da liga e o do osso humano pode levar à redistribuição de tensões, o que pode ocasionar *stress shielding* e reabsorção óssea. Conclui-se que, apesar de suas limitações, a liga Ti-6Al-4V (F136) permanece amplamente empregada na fabricação de implantes dentários destinados a regiões sujeitas a elevados carregamentos mecânicos, devido à combinação favorável de desempenho estrutural e compatibilidade biológica.

**Palavras-chave:** Implantes Dentários. Ti-6Al-4V (F136). Propriedades Mecânicas. Biocompatibilidade.

## 1 Introdução

A utilização de biomateriais metálicos na implantodontia é uma das soluções mais eficazes para a reabilitação oral e a recuperação funcional de pacientes que sofreram perdas dentárias decorrentes de traumas, cáries ou doenças periodontais. Para que o implante desempenhe sua função de forma adequada, o material utilizado deve apresentar um conjunto de propriedades específicas, entre as quais destacam-se a resistência mecânica para suportar os esforços mastigatórios, a biocompatibilidade para evitar reações adversas do organismo e a elevada resistência à corrosão em meio fisiológico [1,2].

Dentre os materiais metálicos aplicados, o titânio comercialmente puro (Ti cp) e a liga Ti-6Al-4V são os mais utilizados devido à excelente combinação de propriedades mecânicas e biocompatibilidade. O Ti cp foi o primeiro a ser amplamente empregado em implantes dentários devido à sua biocompatibilidade. Entretanto, sua baixa resistência mecânica, especialmente em aplicações com elevadas tensões cíclicas, limitou sua utilização em casos clínicos críticos. Como alternativa, ligas de titânio foram desenvolvidas para ampliar a aplicabilidade clínica sem comprometer a resposta biológica [3].

Entre as ligas de titânio para aplicações como biomateriais, destaca-se a Ti-6Al-4V, com propriedades especificadas pela norma ASTM F136. A liga F136 contém aproximadamente 6% de alumínio, responsável pela estabilização da fase  $\alpha$ , e 4% de vanádio, que atua como estabilizador da fase  $\beta$ , conferindo uma microestrutura bifásica ( $\alpha + \beta$ ) equilibrada [4]. Em comparação ao Ti cp, apresenta maior resistência mecânica e melhor desempenho sob esforços cíclicos, o que justifica sua ampla utilização em implantes dentários e ortopédicos [3].

Além das propriedades mecânicas, a liga Ti-6Al-4V (F136) apresenta elevada resistência à corrosão, devido à formação espontânea de uma camada passiva de óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) em sua superfície. Essa película é estável e aderente, e apresenta capacidade de autorregeneração em caso de ruptura, característica fundamental para assegurar a durabilidade do implante em contato com fluidos biológicos. Além disso, a presença dessa camada passiva contribui para a biocompatibilidade do material, promovendo uma interface com características que favorecem a adsorção de proteínas, a adesão celular e a formação de tecido ósseo [5, 6].

Assim, o entendimento das propriedades mecânicas e da biocompatibilidade da liga Ti-6Al-4V (F136) é fundamental para o uso em implantodontia, contribuindo simultaneamente para o avanço da ciência dos materiais e para a prática clínica odontológica. Este trabalho apresenta uma revisão bibliográfica sobre a liga Ti-6Al-4V (F136), com ênfase nas propriedades mecânicas, no comportamento em ambiente fisiológico e nos fatores que influenciam sua biocompatibilidade.

## 2 Revisão de literatura

### 2.1 Titânio e suas ligas

O titânio e suas ligas constituem os principais materiais metálicos empregados na fabricação de próteses e implantes, em virtude de sua combinação de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e elevada resistência à corrosão [3]. Essas características estão relacionadas à composição química e à microestrutura, que definem o comportamento do material em contato com o organismo sob diferentes condições de carregamento.

O Ti cp, amplamente utilizado na área de biomateriais, é classificado segundo sua composição química de acordo com a norma ASTM F67 [7]. A liga Ti-6Al-4V ELI segue a especificação ASTM F136 [8]. A composição química dessas ligas é apresentada na Tabela 1.

Tabela 1 - Composição química dos diferentes graus de Ti cp (graus 1 a 4) (ASTM F67) e da liga Ti-6Al-4V (grau 5) (ASTM F136) [7, 8].

| Grau | N    | H     | C    | Fe   | O    | Al | V | Ti      |
|------|------|-------|------|------|------|----|---|---------|
| 1    | 0,03 | 0,015 | 0,08 | 0,20 | 0,18 | -  | - | balanço |
| 2    | 0,03 | 0,015 | 0,08 | 0,30 | 0,25 | -  | - | balanço |
| 3    | 0,03 | 0,015 | 0,08 | 0,30 | 0,35 | -  | - | balanço |
| 4    | 0,05 | 0,015 | 0,08 | 0,50 | 0,40 | -  | - | balanço |
| 5    | 0,05 | 0,012 | 0,08 | 0,25 | 0,13 | -  | - | balanço |

Conforme indicado na Tabela 1, o Ti cp é classificado em graus 1 a 4, definidos principalmente em função dos teores de oxigênio e ferro. A resistência mecânica do Ti cp aumenta com o aumento do percentual de oxigênio de 0,18 % no grau 1 para 0,5 % no grau 4 [9]. O aumento do teor de oxigênio aumenta o endurecimento por solução sólida e a resistência mecânica, mas reduz a ductilidade do material [10]. Assim, o Ti grau 1 apresenta maior ductilidade e menor resistência mecânica, enquanto o grau 4 é o mais resistente e menos dúctil entre os Ti cp.

O Ti grau 5 corresponde à liga Ti-6Al-4V, composta por 6% de alumínio e 4% de vanádio, sendo a mais resistente entre as ligas apresentadas na Tabela 1 e também a mais empregada em aplicações biomédicas, devido às suas propriedades, como a resistência mecânica e a biocompatibilidade [4].

## 2.2 Microestrutura

O titânio puro é um elemento alotrópico que apresenta duas estruturas cristalinas distintas em função da temperatura. Em baixas temperaturas, tem-se a fase  $\alpha$ , de estrutura cristalina hexagonal compacta (HC), enquanto, em temperaturas elevadas, tem-se a fase  $\beta$ , com estrutura cúbica de corpo centrado (CCC). Para o Ti puro, a transformação  $\alpha \rightarrow \beta$  ocorre em torno de 882 °C (temperatura *transus*  $\beta$ ), e a temperatura de fusão do titânio é de aproximadamente 1670 °C (Figura 1) [1, 11].

Em ligas de Ti, a temperatura  $\beta$ -*transus* depende da natureza química e da composição dos elementos de liga, que são comumente classificados em estabilizadores  $\alpha$  (como Al, C e O) e estabilizadores  $\beta$  (como V, Mo, Ta e Nb). A temperatura  $\beta$ -*transus* diminui à medida que a quantidade de estabilizador  $\beta$  aumenta. Elementos como Zr e Sn são considerados neutros [1].

A liga Ti-6Al-4V apresenta microestrutura bifásica  $\alpha + \beta$ , na qual o alumínio atua como estabilizador da fase  $\alpha$  e o vanádio como estabilizador da fase  $\beta$ . O alumínio contribui para o endurecimento por solução sólida, proporcionando elevada resistência a essa liga. A Ti-6Al-4V (ASTM F136) é atualmente a liga de titânio mais utilizada em aplicações biomédicas [9, 19]. A presença da microestrutura bifásica  $\alpha + \beta$  em Ti-6Al-4V decorre principalmente da composição da liga, do processamento termomecânico e dos tratamentos térmicos que controlam a fração e a morfologia das fases [1].

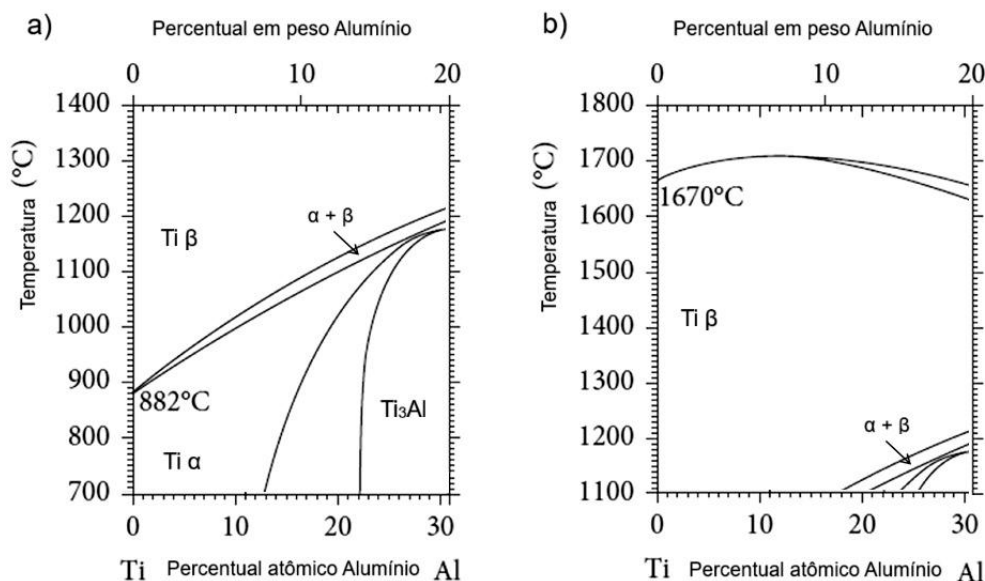


Figura 1 – Partes del diagrama de fase Ti-Al. Adaptado [12, 13].

### 2.3 Propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V (F136)

A seleção do material para implantes dentários deve considerar propriedades físicas, químicas e mecânicas que assegurem o sucesso clínico e a durabilidade dos implantes. Entre esses aspectos, a resistência mecânica elevada é necessária para suportar as cargas mastigatórias em regiões como os molares e os pré-molares. Estudos indicam que a força média de mordida em humanos atinge aproximadamente 500 N na região canina, 600 N nos pré-molares e 800 N nos molares [2]. Após a instalação de implantes, os valores das forças mastigatorias são menores, mas, com o tempo, há aumento, com recuperação próxima da função natural da dentição.

O módulo de elasticidade é uma propriedade crítica dos materiais, e o ideal é que seja compatível com o tecido ósseo para reduzir diferenças de rigidez. Havendo grande diferença entre os módulos de elasticidade, aumenta a probabilidade de ocorrência do efeito de stress shielding, o que pode prejudicar a remodelação óssea. Outro ponto importante é a resistência à fadiga, uma vez que os implantes são submetidos a milhões de ciclos mastigatórios ao longo dos anos [1,2].

O desempenho clínico dos implantes dentários depende das propriedades mecânicas do material utilizado. A liga Ti-6Al-4V (ASTM F136), devido à sua microestrutura bifásica  $\alpha+\beta$  e ao controle da composição química, apresenta um conjunto de características que a tornam superior ao Ti cp em situações de elevada solicitação mecânica [14]. A seguir, apresentam-se, na Tabela 2, as principais propriedades do Ti cp (graus 1 a 4) e da liga Ti-6Al-4V (grau 5), segundo as normas ASTM F136 e ASTM F67 [7, 8].

Tabela 2 – Propriedades mecânicas de barras de titânio para implantes dentários (adaptado de [7,8]).

| Propriedade                        | Grau 1  | Grau 2  | Grau 3  | Grau 4  | Grau 5  |
|------------------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|
| <b>Limite de escoamento (MPa)</b>  | 170     | 275     | 380     | 483     | 795     |
| <b>Resistência à tração (MPa)</b>  | 240     | 345     | 450     | 550     | 860     |
| <b>Alongamento (%)</b>             | 24      | 20      | 18      | 15      | 10      |
| <b>Módulo de elasticidade(GPa)</b> | 103-107 | 103-107 | 103-107 | 103-107 | 114-120 |

A liga Ti-6Al-4V (F136) apresenta resistência à tração em torno de 860 MPa, valor que pode variar conforme o histórico de processamento e os tratamentos térmicos aplicados [4]. Esse comportamento é muito maior do que o do Ti cp, cuja resistência varia entre 240 e 550 MPa. Nos graus 2 e 4, por exemplo, a resistência mecânica não é suficiente para aplicações em que a osseointegração deve estar associada à capacidade de suportar elevadas cargas mastigatórias, como em implantes instalados na região posterior da mandíbula [3]. Essa limitação justifica o amplo uso da liga F136 em situações clínicas de maior solicitação mecânica, especialmente em molares e pré-molares.

A elevada resistência mecânica da liga F136 decorre da presença de alumínio e vanádio, que atuam como elementos de endurecimento por solução sólida e por precipitação, além de estabilizarem a microestrutura  $\alpha + \beta$ . Esses mecanismos restringem a movimentação das discordâncias e conferem ao material maior capacidade de suportar tensões em comparação ao Ti cp [1].

O limite de escoamento é um parâmetro importante para avaliar a segurança dos implantes sob carregamento. Na liga F136, esse valor é de aproximadamente 795 MPa, enquanto no Ti cp varia de 170 MPa (grau 1) a 480 MPa (grau 4). Essa diferença explica por que a F136 é preferida em situações clínicas de maior solicitação mecânica, como em implantes inseridos na região posterior da arcada, onde as cargas mastigatórias são elevadas. Essa propriedade também está diretamente associada à confiabilidade em longo prazo, uma vez que materiais com maior limite de escoamento apresentam menor risco de deformações permanentes quando submetidos a carregamentos repetitivos no ambiente oral [3].

O módulo de elasticidade, que expressa a rigidez do material e sua relação tensão-deformação elástica, apresenta valores próximos de 114 a 120 GPa para a liga F136 e de 103 a 107 GPa para o Ti cp. Ambos, contudo, são significativamente mais rígidos do que o osso cortical humano (10 a 30 GPa), o que pode provocar o efeito *stress shielding*, no qual o implante absorve parte do esforço que deveria ser transmitido ao osso, prejudicando sua remodelação [3].

O alongamento é a medida da capacidade de um material se deformar plasticamente antes da fratura, expressa em termos percentuais do aumento de comprimento em um ensaio de tração. Essa propriedade está diretamente associada à ductilidade [13]. No caso da liga F136, o alongamento típico situa-se em torno de 10%, enquanto o Ti cp apresenta valores superiores, entre 15% e 24%, a depender do grau ASTM. Esse menor alongamento da F136 decorre principalmente de sua microestrutura bifásica  $\alpha + \beta$  e da presença de Al e V, que elevam a resistência mecânica, mas reduzem a ductilidade. Além disso, mesmo em teores controlados na versão ELI, elementos intersticiais, como nitrogênio e carbono, ocupam sítios intersticiais na rede cristalina e dificultam o movimento de discordâncias, contribuindo ainda mais para a redução do alongamento em comparação ao Ti cp [1, 3].

A resistência à fadiga corresponde à capacidade de um material suportar carregamentos cíclicos ou repetidos ao longo do tempo sem sofrer fratura, mesmo quando as tensões aplicadas estão abaixo do limite de escoamento [13]. Essa propriedade é um dos parâmetros mais importantes para avaliar a durabilidade dos implantes dentários, pois a mastigação impõe milhares de ciclos de carregamento diários. A resistência à fadiga da liga Ti-6Al-4V está diretamente associada à sua microestrutura [15]. Essa liga apresenta resistência à fadiga superior em comparação ao Ti cp. Esse comportamento está relacionado à presença da microestrutura bifásica  $\alpha + \beta$ , que confere ao material maior capacidade de retardar a nucleação e a propagação de trincas sob carregamentos cíclicos [16]. Além disso, o Ti-6Al-4V mantém níveis mais elevados de resistência mesmo em ambientes que simulam o meio fisiológico, enquanto o Ti cp apresenta maior redução de vida em fadiga em soluções contendo eletrólitos [15, 16]. Dessa forma, a liga Ti-6Al-4V

mostra-se adequada para implantes dentários em aplicações críticas que exigem maiores resistências à fadiga.

## 2.4 Resistência à corrosão

A resistência à corrosão é uma propriedade importante a ser considerada na seleção de biomateriais metálicos para implantes dentários. O ambiente oral é complexo e agressivo, caracterizado pela presença de saliva e íons, variações de pH, temperatura e a ação de microrganismos, o que pode favorecer processos de corrosão eletroquímica. A liga Ti-6Al-4V (F136) apresenta elevada resistência à corrosão devido à formação espontânea de uma camada passiva de óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) em sua superfície [5, 17].

Os metais, de modo geral, sofrem oxidação a diferentes velocidades, formando uma camada de óxido cuja densidade e espessura variam conforme sua reatividade com o oxigênio. No caso do titânio, esse processo é rápido e passivo, resultando na formação espontânea de uma película de dióxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) quando exposto ao ar ou a fluidos biológicos [18].

Essa camada de óxido possui espessura entre 5 e 10 nm e é extremamente densa, estável, aderente e autorregenerativa. Em caso de ruptura, tende a se reconstituir rapidamente, mantendo a proteção do metal contra o meio. A formação dessa película decorre de reações de oxidorredução: o titânio perde elétrons (reação anódica:  $\text{Ti} \rightarrow \text{Ti}^{4+} + 4\text{e}^-$ ), enquanto o oxigênio sofre redução (reação catódica:  $\text{O}_2 + 4\text{e}^- \rightarrow 2\text{O}^{2-}$ ). Os íons  $\text{O}^{2-}$  resultantes reagem com  $\text{Ti}^{4+}$  formando o dióxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) [5, 9, 17, 18]. Essa película passiva é a principal responsável pela resistência à corrosão do titânio e de suas ligas, mesmo em soluções fisiológicas, e, no caso da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136), garante a durabilidade e uma interação eficiente com o meio biológico [18].

## 2.5 Biocompatibilidade

A maioria das definições de biocompatibilidade de materiais afirma que o biomaterial não induz uma resposta adversa no organismo. Essa definição, no entanto, é considerada inadequada. A biocompatibilidade de um material sintético ou natural está associada à sua capacidade de induzir uma resposta tecidual adequada para uma função específica [6]. O biomaterial não apresenta biocompatibilidade ilimitada, mas sim compatibilidade para uma aplicação particular. O titânio puro, por exemplo, é biocompatível para uso em implantes dentários, mas não é adequado para próteses ortopédicas [19].

De modo mais abrangente, a biocompatibilidade pode ser definida como a habilidade de um material de desempenhar, em uma aplicação específica, uma resposta tecidual apropriada [20]. No caso dos implantes dentários, isso significa que o material deve não apenas interagir de forma adequada com o meio biológico, sem desencadear respostas adversas, mas também promover uma interação funcional com os tecidos adjacentes, induzir e manter a osseointegração e sua funcionalidade a longo prazo.

O titânio e suas ligas, como a Ti-6Al-4V (ASTM F136), destacam-se justamente por essa propriedade. A biocompatibilidade do Ti está relacionada à formação espontânea de uma camada passiva de dióxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ), que regula a adsorção seletiva de proteínas. Essa adsorção é um fenômeno determinante, pois proteínas do plasma, do sistema do complemento, fatores de crescimento e proteínas da matriz extracelular interagem diretamente com a superfície do implante. A partir desse reconhecimento bioquímico e físico (rigidez, carga elétrica e morfologia da superfície), células do sistema imune, como mastócitos e macrófagos, são ativadas e modulam a resposta inflamatória

inicial, que pode evoluir para osseointegração, fibrointegração ou resposta de corpo estranho [6, 19, 21].

O conceito de biocompatibilidade em implantodontia evoluiu em paralelo ao desenvolvimento da osseointegração, introduzida por Brånemark e posteriormente consolidada por *Albrektsson*. Inicialmente, a osseointegração foi definida como o contato direto, em nível microscópico, entre o osso vivo e a superfície do implante, sem a interposição de tecido mole ou fibroso [20, 22]. Entretanto, com o avanço das técnicas de análise, como a microscopia eletrônica de transmissão, verificou-se a existência de uma camada de proteínas e glicoproteínas entre a superfície do implante e o osso. Essas proteínas interagem com as células da matriz extracelular e transmitem sinais que podem direcionar a formação de tecido fibroso ou tecido mineralizado [19].

### 2.5.1 Superfície do titânio e o processo de osseointegração

A superfície do titânio apresenta propriedades que modulam diretamente a resposta biológica após a inserção do implante. Essa resposta é influenciada por fatores como morfologia da superfície, composição química, cargas elétricas, rugosidade e energia superficial, que regulam os fenômenos de adsorção e adesão de proteínas e de células [19].

Diferentemente de outros óxidos metálicos, o óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) em contato com a água e com fluidos corpóreos pode adquirir cargas tanto positivas quanto negativas. Essa característica decorre da quebra de ligações atômicas na superfície, resultando na formação de uma camada iônica capaz de interagir seletivamente com proteínas plasmáticas e com moléculas da matriz extracelular [18]. A Figura 2 ilustra essa interação na superfície do titânio.

No ambiente biológico, essa camada de óxido promove a dissociação de moléculas de água, liberando cátions ( $\text{H}^+$ ) e ânions ( $\text{OH}^-$ ) que se ligam à superfície do implante. Esses íons criam pontos de atração eletrostática para proteínas da matriz extracelular com cargas opostas, que são atraídas para a superfície do implante. Esse processo resulta na formação de uma matriz de fibrina sobre o biomaterial, que intensifica a adsorção de proteínas e a interação com células ósseas. Esse mecanismo representa a etapa inicial do processo de osseointegração [19, 23]. A interação entre a superfície do Ti e as proteínas é essencial para a osseointegração, pois as proteínas adsorvidas mediam a adesão celular, a proliferação e a diferenciação osteoblástica, favorecendo a formação de novo tecido ósseo sobre a superfície do implante [19].

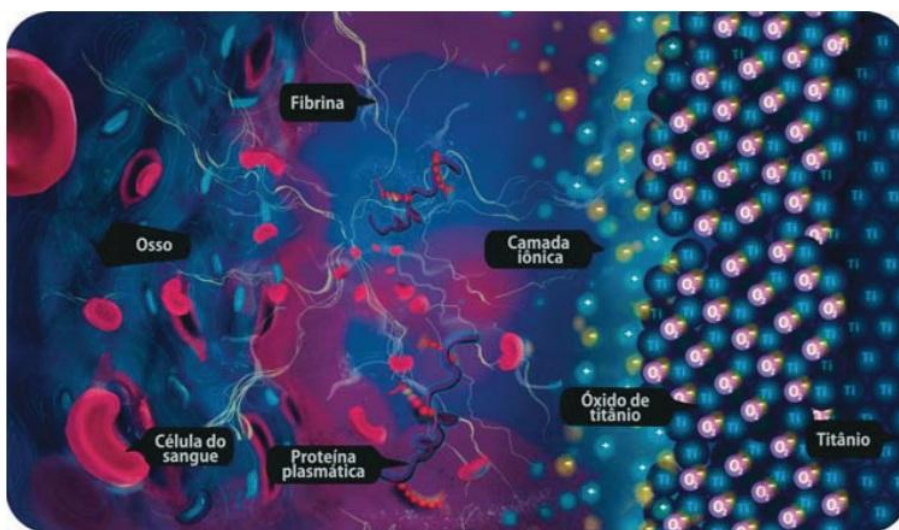


Figura 2 – Ilustração da interação na superfície do titânio [18].

Na odontologia, a osseointegração é caracterizada pelo contato entre células ósseas e a superfície do implante, mediado por uma camada nanométrica de proteínas. Portanto, a osseointegração é um fenômeno em que o osso se conecta à superfície do implante por meio de proteínas, sem interposição de tecido conjuntivo [19].

A osseointegração dos implantes está associada à camada de óxido de titânio da superfície, que interage com proteínas do meio para induzir reações apropriadas [19]. Nos eventos iniciais, o plasma sanguíneo em contato com a superfície do implante forma uma matriz de fibrina, que dá origem ao coágulo. A regeneração subsequente pode seguir dois caminhos distintos: fibrointegração (encapsulamento do implante por tecido fibroso) ou osseointegração (formação de tecido ósseo), sendo esta última a condição desejável para a durabilidade dos implantes [24].

O processo de osseointegração inicia-se imediatamente após a inserção do implante, quando proteínas plasmáticas adsorvem-se rapidamente à superfície do titânio. Essa matriz de proteínas regula a adesão inicial de células do tecido conjuntivo e recruta células mesenquimais indiferenciadas, que se diferenciam em osteoblastos e osteoclastos. Os osteoblastos atuam na neoformação óssea, enquanto os osteoclastos participam da remodelação inicial, por meio da reabsorção do tecido ósseo danificado e necrótico [19]. Esse processo resulta na formação e mineralização do tecido ósseo, o que indica a possibilidade de sucesso do implante dentário. À medida que a estabilidade primária (mecânica) tende a diminuir após a instalação do implante, a estabilidade secundária (biológica) aumenta, resultado das ligações entre integrinas e proteínas da matriz extracelular que consolidam a osseointegração [25]. A Figura 3 ilustra o fenômeno de osseointegração.

A morfologia da superfície do biomaterial influencia diretamente as reações específicas do organismo em diferentes fases do reparo. Implantes de titânio com superfície polida não promovem osseointegração e formam tecido fibroso [19]. Já as superfícies rugosas de titânio favorecem a ocorrência da osseointegração. Estudos como os de Feng *et al.* [26] demonstraram que superfícies mais rugosas apresentam maior energia superficial e maior densidade de grupos hidroxila, o que aumenta a molhabilidade e, consequentemente, a adesão celular. Essa modificação aumenta o número de osteoblastos aderidos e a atividade celular, acelerando a formação óssea ao redor do implante.

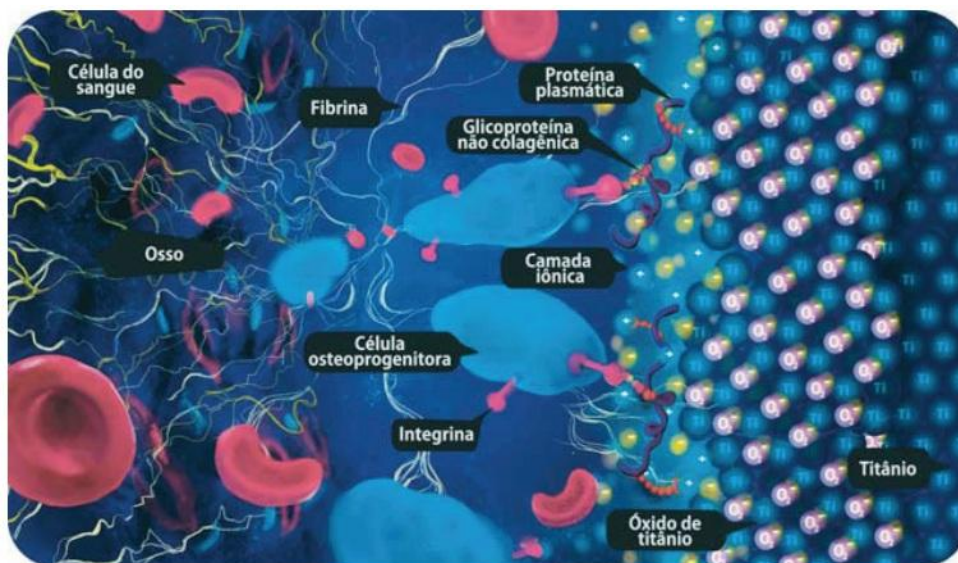


Figura 3 – Ilustração do fenômeno de osseointegração [18].

### 2.5.2 Propriedades da superfície

As características de superfície, como a composição química e a morfologia, influenciam o sucesso clínico dos implantes dentários. Durante a fase inicial de osseointegração, a superfície deve favorecer a diferenciação osteogênica e a mineralização, garantindo uma ancoragem estável. Propriedades como rugosidade, energia superficial e composição química afetam diretamente a adesão das proteínas, a proliferação e a diferenciação das células ósseas, promovendo a ligação entre o implante e a matriz mineralizada [1].

Para a liga Ti-6Al-4V, é recomendado que a superfície apresente microrrugosidade associada a características hidrofílicas, pois tais condições favorecem a interação com fluidos biológicos e a resposta celular [1]. A rugosidade ocorre em diferentes escalas, variando de dimensões micrométricas (0,1–100  $\mu\text{m}$ ) a nanométricas (1–100 nm), e a presença desses padrões melhora a resposta óssea, aumentando a área de contato osso–implante, a fixação celular e a resistência à remoção por torque.

Superfícies rugosas favorecem a diferenciação de osteoblastos, enquanto superfícies lisas tendem a estimular apenas a proliferação celular. Essa diferença ocorre porque a rugosidade da superfície gera sinais que modificam o comportamento celular e favorecem a diferenciação em osteoblastos maduros, capazes de produzir matriz óssea. Em implantes com morfologia da superfície nanoestruturada, esse efeito é ainda mais evidente, resultando em maior produção de proteínas e de marcadores osteogênicos. O resultado é uma interface osso–implante mais estável, o que contribui para aprimorar a eficiência da osseointegração [1].

Estudos realizados com a liga Ti-6Al-4V demonstraram que variações na rugosidade superficial, entre 0,25 e 0,87  $\mu\text{m}$ , influenciam a adesão e a proliferação celular, sendo que valores maiores de rugosidade resultaram em respostas mais favoráveis. Também foi observado aumento significativo na adsorção de proteínas em superfícies rugosas, como a fibronectina (glicoproteína da matriz extracelular responsável pela adesão celular), cuja adsorção pode ser até dez vezes superior à de superfícies lisas [1, 27]. No entanto, o impacto de pequenas diferenças de rugosidade sobre a resposta celular e a adsorção de proteínas ainda não está totalmente esclarecido, o que aponta para a necessidade de estudos adicionais [1, 28].

Outra propriedade de superfície importante é a molhabilidade, pois influencia diretamente a interação entre o implante e o ambiente biológico. A molhabilidade é uma propriedade de superfície que descreve a capacidade de um líquido de se espalhar sobre um sólido, geralmente avaliada pelo ângulo de contato entre a gota e a superfície. Superfícies hidrofílicas, caracterizadas por baixos ângulos de contato, favorecem a interação com fluidos biológicos e permitem maior adsorção de proteínas, o que facilita a adesão celular e acelera os processos iniciais de osseointegração. Já superfícies hidrofóbicas, com ângulos de contato elevados, tendem a apresentar menor afinidade com fluidos, reduzindo a interação celular. No caso dos implantes de Ti-6Al-4V, a manutenção de uma superfície hidrofílica é desejável, pois melhora a resposta biológica e contribui para a formação de uma interface osso–implante mais estável [1].

## 5 Conclusões

A análise das propriedades mecânicas e da biocompatibilidade da liga Ti-6Al-4V (ASTM F136) confirma sua relevância como material de referência para implantes dentários, especialmente em regiões submetidas a elevadas solicitações mecânicas. A combinação entre microestrutura bifásica ( $\alpha+\beta$ ), elevada resistência à tração e à compressão, boa ductilidade e excelente resistência à corrosão confere à liga desempenho superior ao do Ti cp em termos de resistência mecânica e durabilidade em ambiente fisiológico.

A presença da camada passiva de dióxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) é determinante tanto para a resistência à corrosão quanto para a biocompatibilidade, uma vez que regula a adsorção de proteínas e a adesão celular, promovendo a osseointegração. Essa interação entre a superfície e o tecido ósseo é essencial para o sucesso clínico dos implantes, garantindo estabilidade e integração funcional a longo prazo.

Conclui-se, portanto, que a liga Ti-6Al-4V (F136) apresenta um equilíbrio favorável entre propriedades mecânicas e biológicas, o que justifica sua ampla utilização na implantodontia.

## Agradecimentos

Agradeço à CAPES, à FAPERJ e ao Instituto Militar de Engenharia pelo apoio e suporte à realização deste trabalho.

## Referências

- [1] CORDEIRO, J. M.; BARÃO, V. A. Is there scientific evidence favoring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants? *Materials Science and Engineering: C*, Elsevier, v. 71, p. 1201–1215, 2017.
- [2] LI, J.; JANSEN, J.; WALBOOMERS, X.; BEUCKEN, J. van den. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 103, p. 103574, 2020.
- [3] ELIAS, C. N.; FERNANDES, D. J.; SOUZA, F. M. de; MONTEIRO, E. dos S.; BIASI, R. S. de. Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys (Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. *Journal of Materials Research and Technology*, Elsevier, v. 8, n. 1, p. 1060–1069, 2019.
- [4] ELIAS, C.; LIMA, J.; VALIEV, R.; MEYERS, M. Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*, Springer, v. 60, n. 3, p. 46–49, 2008.
- [5] RIBEIRO, L. B.; ZTA, N. *Curso de Engenharia de Materiais*. Belo Horizonte: [s.n.], 2020.
- [6] WILLIAMS, D. F. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, v. 29, n. 20, p. 2941–2953, 2008.
- [7] ASTM International. *Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700)*. West Conshohocken, PA, USA: [s.n.], 2017. ASTM F67-13. ASTM International.
- [8] ASTM International. *Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)*. West Conshohocken, PA, USA: [s.n.], 2013. ASTM F136-13. ASTM International.

- [9] BOCCHETTA, P.; CHEN, L.-Y.; TARDELLI, J. D. C.; REIS, A. C. d.; ALMERAYA-CALDERÓN, F.; LEO, P. Passive layers and corrosion resistance of biomedical Ti-6Al-4V and  $\beta$ -ti alloys. *Coatings*, v. 11, n. 5, p. 487, 2021.
- [10] NICHOLSON, J. W. Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*, MDPI, v. 2, n. 2, p. 11, 2020.
- [11] DAI, N.; ZHANG, L.-C.; ZHANG, J.; CHEN, Q.; WU, M. Corrosion behavior of selective laser melted T-6Al4V alloy in NaCl solution. *Corrosion Science*, Elsevier, v. 102, p. 484–489, 2016.
- [12] DZOGBEWU, T. C. Additive manufacturing of tial-based alloys. *Manufacturing Review*, v. 7, n. 35, p. 1–8, 2020.
- [13] ASKELAND, D. R.; FULAY, P. P.; WRIGHT, W. J. *Ciência e Engenharia dos Materiais*. 6. ed. São Paulo: Cengage Learning, 2010. ISBN 9788522108020.
- [14] KASEEM, M.; CHOE, H. C. Simultaneous improvement of corrosion resistance and bioactivity of titanium alloy via wet and dry plasma treatments. *Journal of Alloys and Compounds*, v. 851, p. 156840, 2021.
- [15] ANTUNES, R. A.; OLIVEIRA, M. C. L. D. Corrosion fatigue of biomedical metallic alloys: mechanisms and mitigation. *Acta biomaterialia*, Elsevier, v. 8, n. 3, p. 937–962, 2012.
- [16] FLECK, C.; EIFLER, D. Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials, especially titanium alloys. *International Journal of Fatigue*, Elsevier, v. 32, n. 6, p. 929–935, 2010.
- [17] RODRIGUEZ, G. M.; BOWEN, J.; ZELZER, M.; STAMBOULIS, A. Selective modification of Ti6Al4V surfaces for biomedical applications. *RSC advances*, Royal Society of Chemistry, v. 10, n. 30, p. 17642–17652, 2020.
- [18] VIOLIN, L. A. P. D.; ELIAS, C. N.; COSTA, C. F. P. Como a superfície do implante de titânio interage com o tecido ósseo? *ImplantNewsPerio*, v. 3, n. 5, p. 831–833, 2018.
- [19] ELIAS, C. N.; RIBEIRO, K. S.; GOMES, P. de L.; NASCIMENTO, M. do; SOUZA, B. M. de. Osseointegration, inflammatory process, and foreign body reaction of dental titanium implants. *Observatorio de la Economía Latinoamericana*, v. 22, n. 12, p. e8087–e8087, 2024.
- [20] BRÅNEMARK, P. I.; HANSSON, B. O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J.; HALLÉN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*, v. 4, n. 1, p. 25–28, Feb. 1983.
- [21] DEE, K. C.; PULEO, D. A.; BIZIOS, R. *An Introduction to Tissue-Biomaterial Interactions*. New York: John Wiley & Sons, 2002. ISBN 978-0-471-25394-0.
- [22] ALBREKTSSON, T.; ZARB, G.; WORTHINGTON, P.; ERIKSSON, A. R. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 1, n. 1, p. 11–25, 1986.
- [23] NASCIMENTO, M. d.; BRITO, T. O.; LIMA, A. M.; ELIAS, C. N. Protein interactions with osseointegrable titanium implants. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, SciELO Brasil, v. 22, p. e238749, 2023.
- [24] OTHMAN, Z.; PASTOR, B. C.; RIJT, S. van; HABIBOVIC, P. Understanding interactions between biomaterials and biological systems using proteomics. *Biomaterials*, v. 167, p. 191–204, 2018.
- [25] ROMERO-GAVILÁN, F.; GOMES, N. C.; RÓDENAS, J.; SÁNCHEZ, A.; AZKARGORTA, M.; ILORO, I.; et al. Proteome analysis of human serum proteins adsorbed onto different titanium surfaces used in dental implants. *Biofouling*, v. 33, n. 1, p. 98–111, 2017.

- [26] FENG, B.; CHEN, J.; QI, S.; HE, L.; ZHAO, J.; ZHANG, X. Characterization of surface oxide films on titanium and bioactivity. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Springer, vol. 13, no. 5, pp. 457–464, 2002.
- [27] DELIGIANNI, D. D.; KATSALA, N.; LADAS, S.; SOTIROPOULOU, D.; AMEDEE, J.; MISSIRLIS, Y. Effect of surface roughness of the titanium alloy ti–6al–4v on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biomaterials*, Elsevier, v. 22, n. 11, p. 1241–1251, 2001.
- [28] SISTA, S.; WEN, C.; HODGSON, P. D.; PANDE, G. The influence of surface energy of titanium-zirconium alloy on osteoblast cell functions in vitro. *Journal of biomedical materials research Part A*, Wiley Online Library, v. 97, n. 1, p. 27–36, 2011.
- [29] KIM, H.-J.; JEONG, Y.-H.; CHOE, H.-C.; BRANTLEY, W. A. Hydroxyapatite formation on biomedical ti–ta–zr alloys by magnetron sputtering and electrochemical deposition. *Thin Solid Films*, Elsevier, v. 572, p. 119–125, 2014.