



Análise comparativa da rugosidade superficial da liga Ti-45Nb e do titânio comercialmente puro (cp-Ti) em implantes osseointegrados: estudo exploratório

Allancardi dos Santos Siqueira¹, Wilton Mitsunari Takeshita², Sandro Griza³, João Victor Rodrigues Garção⁴, Matheus Leonel Paggi⁵, Matheus Mariano da Silva Reis⁶, Jaqueline Dias Altidis⁷, Cleverson Luciano Trento⁸



<https://doi.org/10.36557/2674-8169.2024v6n12p2583-2596>

Artigo recebido em 03 de Novembro e publicado em 23 de Dezembro

ARTIGO ORIGINAL

RESUMO

Este estudo investigou o efeito do ataque ácido duplo no tratamento de superfície de implantes dentários comerciais de titânio puro em comparação com implantes de titânio-45 nióbio. As amostras do grupo de controle consistiram em 4 implantes dentários comerciais de titânio puro. O grupo de teste consistiu em 4 implantes dentários de titânio-45 nióbio, que receberam o mesmo tratamento de superfície que o grupo de controle e 1 implante dentário de titânio-45 nióbio que não recebeu tratamento de superfície. Os protocolos de tratamento de superfície de implantes por ataque ácido duplo, solução de ácido sulfúrico a 30% e solução de ácido nítrico a 30%, foram desenvolvidos pelo fabricante do implante dentário. A topografia da superfície dos implantes de todas as amostras foi analisada usando microscopia eletrônica de varredura, fotografada em ampliações de 500x, 1000x, 2000x, 4000x e processada usando o software ImageJ. Os dados de Ra e Rq gerados das amostras foram avaliados usando o teste de Shapiro-Wilk, teste de Levena, ANOVA e o teste post-hoc de Tukey. Amostras de diferentes grupos demonstram, por meio do pós-teste de Tukey, diferenças estatisticamente significativas nos valores de rugosidade. O mesmo protocolo de tratamento de superfície para implantes dentários comerciais de titânio puro não foi eficaz em alterar as propriedades de rugosidade da superfície de implantes dentários de titânio-45 nióbio. Neste estudo sobre a rugosidade da superfície do implante dentário de Ti-45Nb, o melhor método de tratamento de superfície ainda deve ser testado.

Palavras-chave: Implantes dentários, Rugosidade, Propriedades de superfície, Tratamento de superfície.

Comparative Analysis of Surface Roughness of Ti-45Nb Alloy and Commercially Pure Titanium in Osseointegrated Implants: Exploratory Study

ABSTRACT

This study evaluated the effect of double acid etching on the surface treatment of commercially pure titanium (Ti-cp) dental implants compared to Titanium-45 Niobium (Ti-45Nb) implants. The control group included four Ti-cp implants, while the test group consisted of four Ti-45Nb implants treated with the same surface protocol as the control group, and one untreated Ti-45Nb implant. The surface treatment protocol—double acid etching with 30% sulfuric acid and 30% nitric acid solutions—was developed by the implant manufacturer. The surface topography of all samples was analyzed using scanning electron microscopy (SEM) at magnifications of 500x, 1000x, 2000x, and 4000x, and images were processed with ImageJ software to assess roughness parameters (Ra and Rq). Data were statistically analyzed using the Shapiro-Wilk test, Levene's test, ANOVA, and Tukey's post-hoc test. Tukey's test revealed statistically significant differences in roughness values between groups. The findings showed that the same surface treatment protocol effective for Ti-cp implants was ineffective in modifying the surface roughness of Ti-45Nb implants. This suggests that Ti-45Nb exhibits greater resistance to material removal under standard acid etching conditions. The optimal surface treatment for Ti-45Nb dental implants requires further investigation, as this study highlights the need for alternative methods tailored to the unique properties of the Ti-45Nb alloy.

Keywords: Dental implants, Roughness, Surface properties, Treatment surface.

Instituição afiliada – 1. Mestrando em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Sergipe (UFS), Aracaju, SE, Brasil. 2. Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Araçatuba, SP, Brasil. 3. Departamento de Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, SE, Brasil. 4. Acadêmica de Odontologia da Faculdade de Odontologia do UniCesumar, Maringá, Paraná, Brasil. 5. Acadêmica de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Sergipe (UFS), Aracaju, SE, Brasil. 6. Doutorado do Departamento de Ciência dos Materiais, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, SE, Brasil. 7. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, SE, Brasil. 8. Divisão de Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Sergipe (UFS), Aracaju, SE, Brasil

Autor correspondente: Allancardi dos Santos Siqueira allancardi@hotmail.com

This work is licensed under a [Creative Commons Attribution 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).



INTRODUÇÃO

O titânio (Ti) e suas ligas têm sido amplamente utilizados como implantes ósseos na clínica odontológica e ortopédica, tanto na forma pura, Ti-cp (α), quanto na forma de liga, Ti-6Al-4V ($\alpha + \beta$).¹ Uma das vantagens do Ti e suas ligas é a sua notável biocompatibilidade, além de excelente resistência biomecânica e à corrosão, garantindo a longevidade do implante, apresentando como desvantagem a diferença entre o módulo de elasticidade dos implantes e o tecido ósseo humano.² Esse cenário aponta uma alta demanda por materiais para aplicações biomédicas, resultando em uma grande necessidade de pesquisa e desenvolvimento de materiais para tais aplicações.

Novas ligas, como a de titânio-zircônia (Ti-Zr), apresentam baixo módulo de elasticidade, alta resistência mecânica e atividade osteogênica.³ Elementos com Nióbio (Nb), Titânio (Ti) e Zircônia (Zr) têm atraído atenção como materiais de implante devido às suas excelentes propriedades, no entanto, pouca atenção tem sido dada aos produtos biomédicos com alto teor de Nb. O Nb é um β -estabilizador isomorfo que altera as propriedades físico-química das ligas de Ti.^{4,5}

A liga Ti-45Nb é promissora na substituição de materiais biomédicos à base de Ti com elevado módulo de elasticidade,⁶ não só pela excelente biocompatibilidade, baixo módulo elasticidade (60-65 Gpa) e propriedades osteogênicas favoráveis do Nb,⁷⁻¹⁰ mas também, após tratamento de superfície, gerar topografia, rugosidade, composição química, energia superficial adequadas, entre outras características que proporcionam a fabricação de matérias resistentes à corrosão,¹¹ como articulações artificiais ou de osteossíntese.¹²

Os implantes de titânio podem ter suas superfícies modificadas para melhorar o desempenho biológico, com alterações na rugosidade e/ou aplicação de revestimentos bioativos para aumentar a molhabilidade e a tensão superficial, melhorando as ligações bioquímicas capazes de acelerar as fases iniciais da formação do tecido ósseo.¹³

Os métodos para alteração da superfície de implantes dentários são diversos, como subtração e aditivos, incluindo físicos (torneamento, jateamento), químicos (ataque ácido), eletroquímicos (anodização), deposição (pulverização por plasma, sol-gel) e bioquímicos (proteínas).¹⁴ O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito do duplo ataque ácido no tratamento de superfície de implantes dentários Ti-cp e Ti-45Nb.

METODOLOGIA

Caracterização das amostras

As amostras do grupo controle (SINGULAR Implants®, Paramirim, Brasil, 2023) consistiram em 4 implantes dentários de titânio comercialmente puro (Ti-cp), tipo IV, ASTM F67, amostras 6, 7, 8 e 9, que receberam tratamento de superfície segundo o protocolo desenvolvido pelo fabricante.

As amostras do grupo teste consistiram em 4 implantes dentários de Ti-45Nb (ASTM Grau 36), amostras 2, 3, 4 e 5, que receberam o mesmo tratamento de superfície do grupo controle e 1 implantes dentários de Ti-45Nb (ASTM Grau 36), amostra 1, que não recebeu tratamento de superfície, ou seja, foi apenas usinado por torneamento. Para usinagem dos implantes Ti-45Nb, utilizou-se um torno automático CNC (Comando Numérico Computadorizado), cabeçote móvel, swiss-type, modelo Hanwha® XE20, largamente empregado no torneamento de implantes dentários, nas dependências da SINGULAR Implants®, Paramirim, Brasil.

Os implantes, tanto do grupo teste quanto o grupo controle, selecionados para tratamento de superfície, foram imersos em solução de ácido sulfúrico a 30% diluído em água pré-aquecida a 60 ± 7 °C por 120 minutos em Lavadora Ultrassônica (Ultratec UTC 25/7, São Paulo, Brasil, 2018). Logo após foram enxaguados com água destilada corrente. Após completar a primeira etapa, os implantes foram imersos em solução de ácido nítrico a 30% diluído em água pré-aquecida a 60 ± 7 °C por 30 minutos em Lavadora Ultrassônica. Logo após foram enxaguados com água destilada corrente e mantidos nesta por 10 minutos. Uma vez finalizado o processo, os implantes foram levados para estufa a 60 ± 7 °C durante 60 minutos.

Análise da superfície dos implantes

A topografia da superfície das amostras tanto do grupo controle quanto do grupo testes foram analisadas para identificar as propriedades físicas dos implantes usando microscopia eletrônica de varredura (MEV) com um microscópio eletrônico de bancada JEOL JSM-6510LV (JEOL USA, Inc). Ambas as amostras foram fixadas em uma base de metal e fotografadas em ampliações de 500x, 1000x, 2000x e 4000x. Foram obtidas imagens das regiões do corpo do implante.

Análise da rugosidade

O software ImageJ® (software: ImageJ 1.49v RRID:SCR_003070, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA), um programa de processamento de imagens científicas de código aberto (v1.54d) foi usado, juntamente com o plugin de cálculo de rugosidade SurfaceJ, para analisar as imagens e calcular a rugosidade média (Ra) e a rugosidade quadrática média (Rq) de todas as imagens MEV no formato TIFF (Tag Image File Format).

A ferramenta de imagem 3D, Surface Plot, também foi usada para topografia de superfície. Antes da análise, o processamento de imagem foi realizado, usando um filtro mediano para calcular a mediana dos valores de pixel em uma área definida para reduzir o ruído. Após a preparação da imagem, a escala de pixel foi ajustada para micrometros (μm), conforme medido nas imagens de MEV.

Para análise de rugosidade, uma linha diagonal foi traçada em ambas as extremidades da imagem, e o comprimento de amostra usado para processamento de imagem padronizada em 90,0 μm para 500x, 1000x, 2000x e 4000x. Essa metodologia garante que as medições de superfície são proporcionais à ampliação da imagem para todas as amostras.¹⁵⁻¹⁷

Análise estatística

Após obter os valores de Ra e Rq pelo software ImageJ, através da análise das imagens MEV, os dados foram exportados e salvos em planilha Microsoft Excel® (2019).

Para a medida Rq, aplicando o teste de Shapiro-Wilk e o teste de Levene, a amostra foi considerada gaussiana ($p=0.991$) e homogênea ($p=0.166$). Aplicando o teste de ANOVA e o valor de P menor que 0.001, com isso foi aplicado o Pós Teste de Tukey.

Com relação a medida Ra, aplicando o teste de Shapiro-Wilk e o teste de Levene, a amostra foi considerada gaussiana ($p=0.930$) e homogênea ($p=0.142$). Aplicando o teste de ANOVA e o valor de P menor que 0.001, com isso foi aplicado o Pós teste de Tukey.

Todos os procedimentos estatísticos foram computados com o SPSS 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

RESULTADOS

A análise post-hoc de Tukey, apresentada nas tabelas, detalha as diferenças médias entre pares de amostras, junto com os valores de p associados, indicando significância estatística. Abaixo está uma descrição científica das observações e interpretações para ambas as análises de rugosidade quadrática média (Rq) e rugosidade média (Ra) com os valores correspondentes a região do corpo do implante apresentados nas Tabelas 1 e 2, onde letras diferentes significa diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P < 0.05$).

Tabela 1

Valores médios, desvio padrão e pós-teste de Tukey para medidas de Ra.

Implantes	Média (Rq)	Desvio-padrão	Pós teste de Tukey
Amostra 1	66.9	6.03	A
Amostra 2	57.9	3.81	A
Amostra 3	54.0	9.70	AB
Amostra 4	64.6	6.24	A
Amostra 5	60.8	3.16	A
Amostra 6	40.3	9.17	BCD
Amostra 7	33.5	10.55	C
Amostra 8	37.7	7.62	BCD
Amostra 9	52.8	2.26	AD

Tabela 2

Valores médios, desvio padrão e pós-teste de Tukey para medidas de Rq.

Implantes	Média (Ra)	Desvio-padrão	Pós teste de Tukey
Amostra 1	54.9	5.41	A
Amostra 2	46.2	2.08	A
Amostra 3	43.3	7.26	AB
Amostra 4	51.3	5.08	A
Amostra 5	49.6	3.41	A
Amostra 6	32.5	7.93	BCD
Amostra 7	26.9	8.79	C
Amostra 8	30.4	6.57	BCD
Amostra 9	43.7	1.82	AD

As imagens 3D (figura 1) obtidas com o ImageJ® correspondem a capturas de regiões de implantes em MEV (Figura 2), exportadas em formato TIFF com níveis de ampliação de 500x, 1000x, 2000x e 4000x.

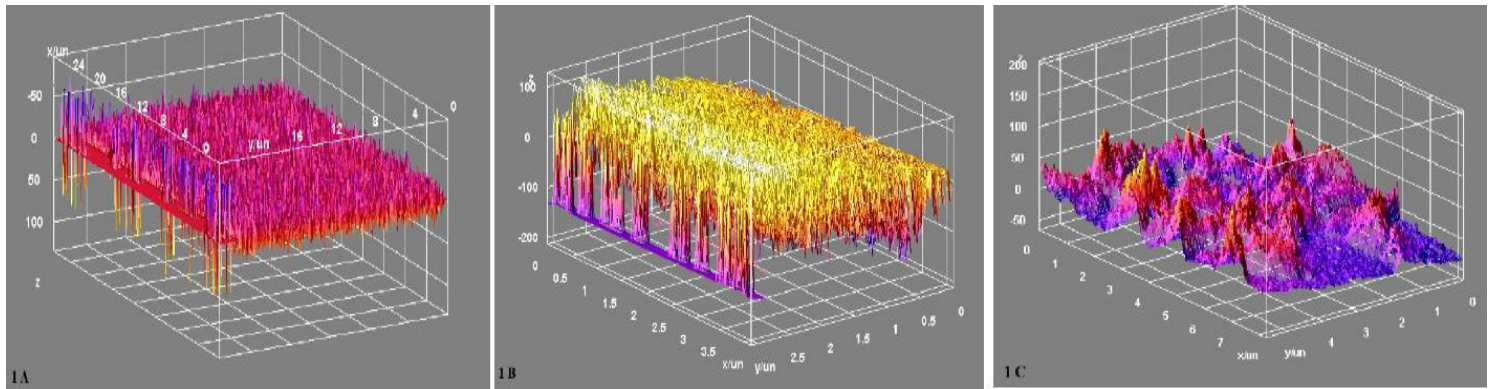


Figura 1: Imagens 3D do ImageJ® com zoom de 4000x na região do corpo do implante.

A. Amostra 1 TiNb (somente usinada) na região do corpo (4000x);

B. Amostra 2 TiNb (com tratamento) na região do corpo (4000x);

C. Amostra 6 implante SINGULAR® na região do corpo (4000x);

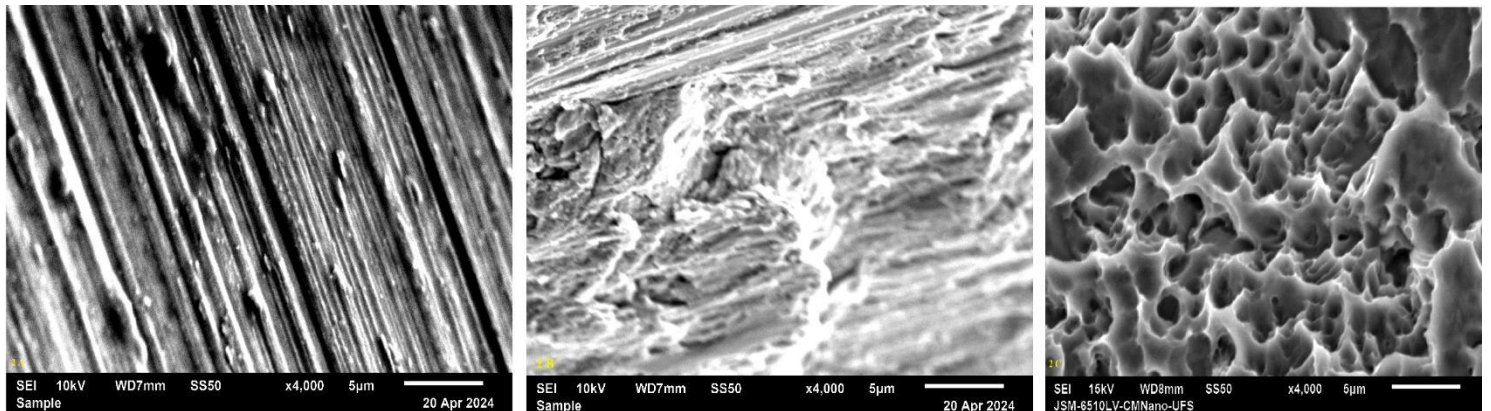


Figura 2: Imagens SEM com zoom de 4000x na região do corpo do implante

A. Amostra 1 TiNb (somente usinada) na região do corpo (4000x);

B. Amostra 2 TiNb (com tratamento) na região do corpo (4000x);

C. Amostra 6 implante SINGULAR® na região do corpo (4000x);

Resultados da análise de rugosidade quadrática média (Rq)

Na primeira tabela 1, as amostras 1, 2, 4 e 5, classificadas como "A" pelo Pós teste de Tukey, apresentaram valores de Rq estatisticamente semelhantes, sugerindo uma rugosidade superficial similar entre elas. Amostras com diferenças médias significativas ($P < 0,05$) incluem:

- Amostras 1, 2, 4, e 5 em relação a 6, 7, e 8: Essas comparações demonstram diferenças estatisticamente significativas, confirmando que as amostras 6, 7 e 8 possuem rugosidade significativamente menor que as amostras classificadas como "A".

- Amostra 3: Classificada como "AB", apresentou uma rugosidade intermediária, entre as amostras de maior e menor rugosidade, diferenciando-se estatisticamente de algumas amostras "A" e aproximando-se das amostras "B".
- Amostra 7, classificada como "C": Apresentou o menor valor de rugosidade (33,5), sendo significativamente diferente das amostras classificadas como "A" e "B".

Esses resultados indicam variações importantes na rugosidade das superfícies, que podem impactar as propriedades de adesão celular nos implantes.

Resultados da análise de rugosidade média (Ra)

Na tabela 2, os valores de Ra seguem um padrão semelhante aos de Rq, com as amostras 1, 2, 4 e 5, classificadas como "A", e apresentando rugosidade média semelhante. Comparações significativas incluem:

- Diferenças entre amostras classificadas como "A" e "BCD": As amostras 6, 7, e 8 ("BCD" e "C") apresentam valores de rugosidade menores, com significância estatística em relação às amostras das letras "A" e "AB".
- Amostra 9, classificada como "AD": Apresenta uma rugosidade intermediária, similar à "A", mas também associada a "D", evidenciando uma posição entre os grupos de maior e menor rugosidade.

As análises de Tukey indicam que há diferenças significativas na rugosidade superficial entre os grupos de amostras. Amostras classificadas em grupos diferentes pelo pós-teste de Tukey demonstram diferenças estatisticamente significativas nos valores de rugosidade, o que pode influenciar o desempenho clínico dos implantes.

DISCUSSÃO

Nas últimas décadas, tem havido um interesse crescente em estudar os processos biológicos subjacentes à osseointegração; um processo complexo do qual as células do hospedeiro, principalmente as células sanguíneas, participam ativamente ao entrar em contato com a superfície do implante dentário.¹⁸

Embora um implante dentário em forma de parafuso seja preparado por fresagem com um torno de controle numérico computadorizado (CNC), sua superfície original é uma superfície básica sem modificações¹⁹. Modificações nanoestruturais (rugosidade média aritmética entre 1 e 100 nm), modificações químicas ou tecnologias de controle de molhabilidade são aplicadas às superfícies dos implantes dentários com base em métodos de rugosidade no nível micro (1 e 10 µm).¹⁹⁻²²

Para favorecer a osseointegração, vários métodos de tratamento de superfície são aplicados para manutenção, melhoria e caracterização da superfície dos implantes dentários; alguns fabricantes realizam tratamento com ataque ácido (simples ou duplo), jateamento de alumina ou TiO₂, jateamento de fosfato de cálcio e anodização.²³ As novas ligas de Titânio vêm se somar as recentes inovações que buscam melhorias diversas nos tratamentos com implantes osseointegrados diminuindo as desvantagens do Ti-Cp, melhorando o módulo de elasticidade, biocompatibilidade e resistência a fadiga, no entanto, para aplicação destes materiais se faz necessário estudos laboratoriais e clínicos que permitam validar seu uso em humanos.

No presente estudo o método de tratamento da superfície dos implantes dentários foi duplo ataque ácido - ácido sulfúrico (30%), 60±7 °C por 120 minutos, e ácido nítrico (30%) 60±7 °C por 30 minutos – já consolidado na literatura científica e

padronizado na SINGULAR Implants®. Por meio do tratamento da superfície com ácidos é possível obter boa interação das células do leito receptor com a superfície dos implantes.²⁴

Os dados obtidos no presente trabalho, tanto pelas imagens capturadas no MEV como pelos números de Ra e Rq, adquiridos pelo ImageJ®, demonstraram que o tratamento com o duplo ataque ácido foi eficiente na melhora dos parâmetros de rugosidade de superfície dos implantes dentários TiCp, no entanto, a superfície dos implantes Ti-45Nb se mantiveram inalteradas.

Na análise no MEV é possível verificar a qualidade do acabamento obtida na usinagem e homogeneidade da rugosidade. Quanto a medida dos parâmetros da rugosidade, boa parte dos trabalhos disponíveis na literatura caracterizam as superfícies em 2D através dos parâmetros Ra e Rq,²⁴⁻²⁷ sendo a integração do ImageJ® com as imagens obtidas do MEV importantes na qualificação das irregularidades das superfícies.²⁸

Apesar da limitação quanto ao número da amostra no presente estudo, os achados do MEV (Figura 2A e 2B) revelaram defeitos gerados pelo processo de usinagem dos implantes Ti-45Nb evidenciando que os padrões de usinagem desta liga devem ser modificados em relação ao Ti-cp. Para minimizar os defeitos da usinagem, é necessário selecionar adequadamente os parâmetros de corte, como a velocidade de corte e avanço, mas também é importante ter em conta a geometria da ferramenta e a estratégia de fresagem.²⁹

A aplicação de tratamentos e modificações superficiais são métodos que permitem tratar o material, tornando a sua superfície mais adequada para aplicações em meios biológicos, a rugosidade da superfície de implantes dentários consiste em finas imperfeições da ordem de micrômetro (μm) devido ao processo de usinagem ou devido a um tratamento de superfície. Em implantes usinados, a rugosidade está intimamente relacionada à ferramenta de corte e consiste em um padrão regular de ranhuras rasas.²⁴

Através do conjunto de achados do nosso estudo, notamos que não houve diferença relevante na superfície dos implantes Ti-45Nb apenas usinado e os que passaram por duplo ataque ácido (Figura 2A e 2B), nem mesmo alterações significativas nos padrões de rugosidade (Ra e Rq) – Figura 1A e 1B. O duplo ataque ácido, realizado nesse estudo e padronizado pela indústria, foi eficiente para o tratamento de superfície dos implantes Ti-cp, mas ineficaz para implantes Ti-45Nb, demonstrando que a liga Titânio-Nióbio apresenta uma maior resistência a subtração quando utilizado ácidos na temperatura e no tempo comumente utilizados para tratamento do Ti-cp.

A rugosidade do Ti-cp é significativamente menor do que a do Ti-xNb (x% 5, 10,15, 20, 25%). As ligas binárias Ti – (10–25% em peso) Nb são candidatas promissoras para implantes biomédicos devido às propriedades mecânicas aprimoradas e desempenho biológico comparável.³⁰

Bai et al trouxeram resultados da liga Ti-45Nb referentes ao seu módulo de elasticidade, resistência à tração, dureza, comportamento à corrosão, resposta celular e compatibilidade de tecido ósseo in vivo, essa liga binária mostrou um bom equilíbrio entre propriedades mecânicas, tais como baixo módulo de elasticidade (64,3 GPa), alta resistência à tração (527 MPa) e alta dureza (233,4 MPa).³¹ Resultados promissores com ligas do sistema binário Ti-Nb têm sido publicados, não apenas em relação ao menor módulo de Young alcançado, mas também pela melhora em outras propriedades

mecânicas e aumento significativo na resistência à corrosão em comparação ao Ti-cp.

Lee et al estudaram as ligas de Ti-Nb a partir de diferentes concentrações de Nb (5, 10, 15, 17,5, 20, 22,5, 25, 27,5, 30 e 35% em peso (%p.)). Nas ligas com 27,5 e 30% em peso de Nb também foram detectadas pequenas quantidades de fase ω . Todas as ligas apresentaram um comportamento à corrosão excelente ao serem submetidas à solução de Hank, enquanto que, nos testes mecânicos, o menor módulo de elasticidade (abaixo de 60 GPa) foi obtido para a liga Ti-35Nb, esse módulo de elasticidade tem demonstrado maior semelhança ao módulo de elasticidade do osso demonstrando uma tendencia a menor perda óssea marginal em razão da melhor distribuição de cargas, diminuindo o efeito conhecido como stress-shielding.³²

Já em relação ao tratamento de superfície a literatura já evidenciou que o ataque em soluções ácidas fortemente oxidantes, como solução concentrada de HF:HNO₃ (4:1) ou H₂SO₄:H₂O₂ (1:1) são eficazes na geração de rugosidade de superfície controlada de amostras de Ti-45Nb do tipo β ,³³ no entanto, o que podemos observar neste trabalho é uma liga mais resistente ao tratamento com ácidos indicando que para que ocorra a efetiva subtração o tempo e a temperatura devem ser modificados. Esse processo parece ser eficiente, mas de custo elevado para a indústria, visto que o protocolo preconizado pelos dos autores demora 12 dias para finalizar o processo.

Outros autores produziram uma superfície lisa e ondulada, com uma rugosidade média (Ra) de 44,7 nm através de eletropolimento e a anodização.³⁴ Assim é necessário buscarmos outro método de modificação de superfície menos oneroso e mais eficiente para tratamento de superfície de implantes Ti-45Nb, sendo a anodização um método promissor.

Traini et al investigaram a extensão do coágulo de fibrina associada ao ângulo de contato, a micro e nano-rugosidade entre superfícies de titânio anodizadas e não anodizadas. Os autores verificaram que a superfície anodizada de titânio aumenta significativamente a retenção de coágulos sanguíneos e a nano-rugosidade favorece a osseointegração de implantes Ti6Al4V. Ao mesmo tempo, os implantes dentários anodizados, após 10 meses de carga, mostraram uma taxa de contato osso-implante (BIC) significativamente maior em comparação aos implantes não anodizados.³⁵

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O mesmo protocolo de tratamento de superfície para o implante Ti-cp, duplo ataque ácido, não foi eficaz para alterar as propriedades de rugosidade da superfície dos implantes Ti-45Nb. O melhor método de tratamento de superfície do implante dentário Ti-45Nb deve ainda ser testado

Mais estudos sobre o tema com a nova liga Ti-45Nb são necessários, especialmente devido ao número limitado de estudos anteriores, seu potencial de relevância financeira, sua aplicabilidade e ausência de tal abordagem na literatura odontológica.

REFERÊNCIAS

1. Zhang T, Ou P, Ruan J, Yang H. Nb-Ti-Zr alloys for orthopedic implants. *J Biomater Appl.* 2021;35(10):1284-1293.



2. Wu H, Chen X, Kong L, Liu P. Mechanical and Biological Properties of Titanium and Its Alloys for Oral Implant with Preparation Techniques: A Review. *Materials*. 2023; 16(21):6860.
3. Ou P, Hao C, Liu J, He R, Wang B, Ruan J. Cytocompatibility of Ti-xZr alloys as dental implant materials. *J Mater Sci Mater Med*. 2021;32(5):50.
4. Santos DMC, Signor F, Schneider AD, Bender CR, Mareze PH, Daudt NF. Manufacturing of Ti-Nb alloys Using Coarse Nb Powders. *Materials Research* 2024; 27(6): e20230478.
5. Pitchi CS, Priyadarshini A, Sana G, Narala SKR. A Review on Alloy Composition and Synthesis of β -Titanium Alloys for Biomedical Applications. *Materials Today: Proceedings* 2020; 26(2): 3297–3304.
6. Nan Hu, Lingxia Xie, Qing Liao, Ang Gao, Yanyan Zheng, et al. A more defective substrate leads to a less defective passive layer: Enhancing the mechanical strength, corrosion resistance and anti-inflammatory response of the low-modulus Ti-45Nb alloy by grain refinement. *Acta Biomater*. 2021;126:524-536.
7. Völker B, Jäger N, Calin M, Zehetbauer MJ, Eckert J, Hohenwarter, A. Hohenwarter, Influence of testing orientation on mechanical properties of Ti45Nb deformed by high pressure torsion. *Materials & Design*. 2017; 114:40–46.
8. Delshadmanesh M, Khatibi G, Ghomsheh MZ, Lederer M, Zehetbauer M, Danninger H. Influence of microstructure on fatigue of biocompatible β -phase Ti-45Nb. *Materials Science and Engineering: A*. 2017; 706: 83-94.
9. Helth A, Pilz S, Kirsten T, et al. Effect of thermomechanical processing on the mechanical biofunctionality of a low modulus Ti-40Nb alloy. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;65:137-150.
10. Xu Z, Yate L, Qiu Y, et al. Potential of niobium-based thin films as a protective and osteogenic coating for dental implants: The role of the nonmetal elements. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019;96:166-175.
11. Hussein MA, Azeem MA, Madhan Kumar A, Saravanan S, Ankah N, Sorour AA. Design and processing of near- β Ti-Nb-Ag alloy with low elastic modulus and enhanced corrosion resistance for orthopedic implant. *J Mater Res Technol*. 2023;24:259-73.
12. Silva RS da, Ribeiro AA. Characterization of Ti-35Nb alloy surface modified by controlled chemical oxidation for surgical implant applications. *Revista Matéria (Rio de Janeiro)*. 2019;24(3): e-12396.



13. Alghamdi HS, Jansen JA. The development and future of dental implants. *Dent Mater J* 2020;39(2):167-172.
14. Hotchkiss KM, Sowers KT, Olivares-Navarrete R. Novel in vitro comparative model of osteogenic and inflammatory cell response to dental implants. *Dent Mater* 2019; 35:176–184.
15. Balderrama ÍF, Stuani VT, Cardoso MV, et al. The influence of implant surface roughness on decontamination by antimicrobial photodynamic therapy and chemical agents: A preliminary study in vitro. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2021;33:102105.
16. Almohareb RA, Barakat R, Albohairy F. New heat-treated vs electropolished nickel-titanium instruments used in root canal treatment: Influence of autoclave sterilization on surface roughness. *PLoS One.* 2022;17(3):e0265226.
17. Mendes GN, Takeshita WM, Brasileiro BF, Trento CL. Comparative effect of the extended use of acids for surface treatment of osseointegrated implants. A laboratory study. *J Osseointegr* 2024; 16(1): 65-71.
18. Scarano A, Tari Rexhep S, Leo L, Lorusso F. Wettability of implant surfaces: Blood vs autologous platelet liquid (APL). *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:104773.
19. Yeo IL. Modifications of dental implant surfaces at the micro- and nano-level for enhanced osseointegration. *Materials (Basel).* 2019;13(1):89.
20. Souza JCM, Sordi MB, Kanazawa M, et al. Nano-scale modification of titanium implant surfaces to enhance osseointegration. *Acta Biomater.* 2019;94:112-131.
21. Almas K, Smith S, Kutkut A. What is the best micro and macro dental implant topography? *Dent Clin North Am.* 2019;63(3):447–60.
22. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, et al. Surface characteristics of dental implants: a review. *Dent Mater.* 2018;34(1):40–57.
23. Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21 Suppl 1:4-7.
24. Elias CN. Factors affecting the success of dental implants. *Implant Dentistry.* 2011;14: 319-363.
25. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):331-344.

26. Coutinho PM, Elias CN. Roughness and wettability of titanium for treated dental implant surface. *Rev. bras. odontol., Rio de Janeiro*. 2009. 66(2): 234-238.
27. Leite GB, Fonseca YR, Gomes AV, Elias CN. Relationship between 3D surface roughness parameters and wettability in titanium with micrometric and sub-micrometric grains sizes. *Revista Matéria (Rio de Janeiro)*. 2020;25(2): e-12655.
28. Collins TJ. ImageJ for microscopy. *Biotechniques*. 2007;43(1 Suppl):25-30
29. Kuczmaszewski J, Zaleski K, Matuszak JM, Madry J. Testing geometric precision and surface roughness of titanium alloy thin-walled elements processed with milling. In: Diering, M, Wieczorowski M, Brown CA, eds. *Advances in Manufacturing II*. 1st ed. Switzerland: Springer; 2019: 95-106.
30. Zhang Y, Sun D, Cheng, Tsoi JKH, Chen J. Mechanical and biological properties of Ti-(0–25 wt%)Nb alloys for biomedical implants application. *Regenerative Biomaterials*. 2020; 7(1):119–127.
31. Bai Y, Deng Y, Zheng Y, et al. Characterization, corrosion behavior, cellular response and in vivo bone tissue compatibility of titanium-niobium alloy with low Young's modulus. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;59:565-576.
32. Lee CM, Ju CP, Chern Lin JH. Structure-property relationship of cast Ti-Nb alloys. *J Oral Rehabil*. 2002;29(4):314-322.
33. Gostin PF, Helth A, Voss A, et al. Surface treatment, corrosion behavior, and apatite-forming ability of Ti-45Nb implant alloy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(2):269-278.
34. Zorn G, Lesman A, Gotman I. Oxide formation on low modulus Ti45Nb alloy by anodic versus thermal oxidation. *Surface and Coatings Technology*. 2006; 201(3-4): 612–618.
35. Traini T, Murmura G, Sinjari B, Perfetti G, Scarano A, D’Arcangelo C, Caputi S. The Surface Anodization of Titanium Dental Implants Improves Blood Clot Formation Followed by Osseointegration. *Coatings*. 2018; 8(7):252.

Legendas das figuras

Figura 1: Imagens 3D do ImageJ® com zoom de 4000x na região do corpo do implante.

- A. Amostra 1 TiNb (somente usinada) na região do corpo (4000x);
- B. Amostra 2 TiNb (com tratamento) na região do corpo (4000x);
- C. Amostra 6 implante SINGULAR® na região do corpo (4000x);

Figura 2: Imagens SEM com zoom de 4000x na região do corpo do implante

- A. Amostra 1 TiNb (somente usinada) na região do corpo (4000x);
- B. Amostra 2 TiNb (com tratamento) na região do corpo (4000x);



C. Amostra 6 implante SINGULAR® na região do corpo (4000x);

DECLARAÇÃO DE CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declararam não ter interesses conflitantes com relação à pesquisa, autoria e/ou publicação deste artigo.

Agradecimentos

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior—Brasil (CAPES)—Código de Financiamento 001. Centro Multiusuário de Nanotecnologia da UFS (CMNano-UFS) por fornecer as instalações para esta pesquisa. SINGULAR Implantes® pelo generoso fornecimento de amostras.