UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP

Faculdade de Engenharia e Ciências - Campus de Guaratinguetá

JULIANA LAYBER MOTA ENGELHARDT

INFLUÊNCIA DA TENSÃO NOS REVESTIMENTOS OBTIDOS POR OXIDAÇÃO ELETROLÍTICA A PLASMA NA LIGA Ti–25Ta–25Nb–3Sn

Guaratinguetá

2026

JULIANA LAYBER MOTA ENGELHARDT

INFLUÊNCIA DA TENSÃO NOS REVESTIMENTOS OBTIDOS POR OXIDAÇÃO ELETROLÍTICA A PLASMA NA LIGA Ti–25Ta–25Nb–3Sn

Tipo de trabalho Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia e Ciências, Guaratinguetá, para obtenção do título de Grau acadêmico como requisito parcial para obtenção do título de Mestre (a) em Engenharia.

Área de Concentração: Materiais

Orientadora: Prof. Dra. Ana Paula Rosifini Alves

Coorientador: Prof. Dr. André Luiz Reis Rangel

Guaratinguetá

2026

Engelhardt, Juliana Layber Mota
E57i Influência da tensão nos revestimentos obtidos por oxidação eletrolítica a plasma na liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn / Juliana Layber Mota Engelhardt – Guaratinguetá, 2026.
134 f : il.
Bibliografia: f. 109-131

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia e Ciências de Guaratinguetá, 2026.

Orientadora: Profª. Drª. Ana Paula Rosifini Alves
Coorientador: Prof. Dr. André Luiz Reis Rangel

1. Ligas de titânio. 2. Materiais biomédicos. 3. Oxidação eletrolítica. I. Título.

CDU 669.295(043)

Luciana Máximo
Bibliotecária CRB-8/3595

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

A presente pesquisa contribui para o avanço do conhecimento científico nas áreas de biomateriais e de tratamento de superfícies ao investigar a influência da tensão aplicada durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma (PEO) nas propriedades de superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, trata-se de uma liga metálica experimental com potencial para futuras aplicações em implantes biomédicos.

Os resultados obtidos fornecem subsídios para a compreensão e a otimização dos parâmetros de processamento, possibilitando o desenvolvimento de revestimentos com características superficiais aprimoradas, como espessura, molhabilidade, rugosidade e dureza. Essas propriedades são relevantes para estudos voltados ao desempenho de biomateriais metálicos e podem contribuir para o desenvolvimento de ligas com maior potencial de biocompatibilidade, osseointegração e resistência ao desgaste, etapas importantes no desenvolvimento de novos materiais para aplicações biomédicas.

Além da contribuição científica para a área de engenharia de materiais, o trabalho amplia o conhecimento sobre o processamento e a caracterização de revestimentos obtidos por oxidação eletrolítica a plasma, fornecendo informações que poderão subsidiar pesquisas futuras e o desenvolvimento de novas tecnologias.

JULIANA LAYBER MOTA ENGELHARDT

Influência da Tensão nos Revestimentos Obtidos por Oxidação Eletrolítica a Plasma na Liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn.

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia e Ciências de Guaratinguetá, para obtenção do título de Mestre em Engenharia

Data da defesa: 08/10/2026

Banca Examinadora:

gov.br Documento assinado digitalmente
ANDRE LUIZ REIS RANGEL
Data: 09/10/2026 11:49:42-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof. Dr. ANDRÉ LUIZ REIS RANGEL
Coorientador - UNESP

Nilson C Cruz
Assinado de forma digital por Nilson C Cruz
Dados: 2026.10.08 16:00:01 -03'00'

Prof. Dr. NILSON CRISTINO DA CRUZ
UNESP

Roberto Zenhei Nakazato:07542419803
Assinado de forma digital por Roberto Zenhei Nakazato:07542419803
Dados: 2026.10.09 10:12:07 -03'00'

Prof. Dr. ROBERTO ZENHEI NAKAZATO
UNESP

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, por me guiar e fortalecer em cada passo desta jornada.

Ao meu filho, Pedro, razão do meu viver, fonte de inspiração e alegria diária, dedico meu amor e gratidão.

Ao meu marido, Henrique, companheiro incansável durante todo o trabalho e em cada momento da vida, agradeço o apoio, incentivo e compreensão.

Ao meu padrinho Rogério, que exerce sobre mim a função de um verdadeiro pai, guiando, acolhendo e aconselhando, e servindo como exemplo profissional a ser seguido, expresso minha profunda gratidão.

Aos meus familiares, pais e irmãos, pelo amor, apoio e incentivo constantes, que tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. André Luiz Reis Rangel, pela empatia, paciência e dedicação, que muito contribuíram para meu aprendizado e crescimento profissional.

À Prof.ª Dra. Ana Paula Rosifini Alves, pela oportunidade de desenvolver este trabalho.

Ao Prof. Dr. Celson Bortolini Junior, pela disponibilização da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn utilizada nesta pesquisa, contribuição fundamental para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu primo Rafael, pelo apoio, pela troca de conhecimentos e pelos momentos de incentivo.

Aos colegas que conheci na FEG, exemplos de profissionais dedicados e inspiradores, que contribuíram com troca de experiências e aprendizado durante esta trajetória.

Aos meus colegas de trabalho, pela compreensão e paciência durante os momentos de dedicação intensa a este trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste trabalho, meu sincero e profundo agradecimento.

RESUMO

As ligas β de titânio têm despertado crescente interesse devido à combinação de propriedades mecânicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade, sendo consideradas materiais promissores para aplicações biomédicas. Entretanto, o desempenho dessas ligas depende das características de sua superfície, cuja natureza bioinerte pode limitar a interação com o meio biológico. Nesse contexto, a oxidação eletrolítica a plasma destaca-se como técnica de modificação de superfície capaz de produzir revestimentos cerâmicos com propriedades ajustáveis pelos parâmetros de processamento. Assim, este trabalho teve como objetivo avaliar a influência da tensão aplicada no processo de PEO sobre os revestimentos obtidos na liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. Os tratamentos foram realizados por 6 minutos, utilizando corrente contínua pulsada em eletrólito contendo glicerofosfato de cálcio, acetato de cálcio e fosfato de sódio, nas tensões de 350, 450 e 550 V. Os revestimentos foram caracterizados por microscopia eletrônica de varredura, espectroscopia de energia dispersiva de raios X, difração de raios X, espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier, microscopia óptica, perfilometria de contato, determinação da espessura, microdureza Vickers e ângulo de contato, com análise estatística. Os resultados demonstraram que a tensão aplicada influenciou significativamente as características dos revestimentos. O aumento da tensão promoveu modificações na morfologia da superfície, favorecendo o crescimento da camada, com maior espessura a 550 V. As análises por EDS evidenciaram um revestimento rico em oxigênio e a incorporação de cálcio e fósforo provenientes do eletrólito, enquanto a difração de raios X confirmou a preservação da fase β da liga. O processo de PEO reduziu significativamente a rugosidade em relação à condição controle, sem diferença estatística entre as tensões. As condições de 350 e 450 V apresentaram maior hidrofilicidade após 30 dias. Conclui-se que a tensão aplicada constitui um parâmetro determinante no processo de PEO, influenciando a morfologia, a espessura, a composição química e as propriedades funcionais dos revestimentos obtidos na liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, evidenciando a relação entre os parâmetros de processamento e as características da superfície modificada.

Palavras-chave: biomateriais; liga β de titânio; modificação de superfície; oxidação eletrolítica a plasma.

ABSTRACT

Beta titanium alloys have attracted increasing interest due to their combination of mechanical properties, corrosion resistance, and biocompatibility, making them promising materials for biomedical applications. However, the performance of these alloys depends on their surface characteristics, whose bioinert nature may limit their interaction with the biological environment. In this context, Plasma Electrolytic Oxidation (PEO) has emerged as a surface modification technique capable of producing ceramic coatings with properties that can be tailored through processing parameters. Therefore, this study aimed to evaluate the influence of the applied voltage during the PEO process on the coatings obtained on the Ti–25Ta–25Nb–3Sn alloy. The treatments were carried out for 6 minutes using pulsed direct current in an electrolyte containing calcium glycerophosphate, calcium acetate, and sodium phosphate at voltages of 350, 450, and 550 V. The coatings were characterized by scanning electron microscopy, energy-dispersive X-ray spectroscopy, X-ray diffraction, Fourier transform infrared spectroscopy, optical microscopy, contact profilometry, coating thickness measurement, Vickers microhardness, and contact angle measurements, followed by statistical analysis. The results demonstrated that the applied voltage significantly influenced the coating characteristics. Increasing the voltage promoted changes in surface morphology, favoring coating growth, with the greatest thickness observed at 550 V. EDS analysis revealed an oxygen-rich coating and the incorporation of calcium and phosphorus from the electrolyte, while X-ray diffraction confirmed the preservation of the β phase of the alloy. The PEO process significantly reduced surface roughness compared with the untreated condition, with no statistically significant differences among the applied voltages. The coatings produced at 350 and 450 V exhibited higher hydrophilicity after 30 days. It was concluded that the applied voltage is a key parameter in the PEO process, influencing the morphology, thickness, chemical composition, and functional properties of the coatings obtained on the Ti–25Ta–25Nb–3Sn alloy, highlighting the relationship between processing parameters and the characteristics of the modified surface.

Keywords: biomaterials; beta titanium alloy; surface modification; plasma electrolytic oxidation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Diagrama de requisitos de um biomaterial. 15
Figura 2 – Requisitos para o projeto ideal de novos biomateriais. 22
Figura 3 – (a) Estruturas teciduais ao redor de um dente natural humano; (b) Integração do implante metálico com o tecido ósseo. 25
Figura 4 – Estruturas cristalinas do titânio associadas ao comportamento alotrópico: fase α (HCP) e fase β (CCC). 30
Figura 5 – Representação esquemática da influência de elementos de liga no diagrama de fases do titânio: (a) estabilizadores da fase α, (b) estabilizadores β do tipo isomorfo e (c) estabilizadores β do tipo eutetóide. 32
Figura 6 – Classificação dos elementos de liga de acordo com sua influência na estabilidade das fases α e β do Ti. 33
Figura 7 – Fluxograma de classificação das tecnologias de modificação de superfície do titânio e suas ligas em métodos mecânicos, físicos e químicos. 40
Figura 8 – Principais parâmetros que influenciam o processo de PEO. 44
Figura 9 – Elementos que compõem o aparato experimental do PEO. 46
Figura 10 – Fluxograma do desenvolvimento do trabalho. 50
Figura 11 – Amostras da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na condição em que foram recebidas para este estudo, na forma de discos previamente cortados. 51
Figura 12 – Fonte de alimentação modelo T2S Technology PS – 2 utilizada no processo de PEO. 52
Figura 13 – Sistema experimental de oxidação eletrolítica a plasma. 52
Figura 14 – Dispositivo utilizado para manter as amostras durante o PEO. 53
Figura 15 – Goniômetro Ramé-Hart Model 300 F1 utilizado para as medições de ângulo de contato. 56
Figura 16 – Espectrofotômetro Perkin-Elmer Spectrum System 100 utilizado para as análises. 59
Figura 17 – Microdurômetro Shimadzu Models 401/402 MVD utilizado nos ensaios de microdureza Vickers. 60
Figura 18 – Penetrador Vickers em diamante utilizado nos ensaios de microdureza. 60
Figura 19 – Microscópio óptico de luz refletida Axio Imager Z2m (Zeiss) utilizado nas análises microestruturais das amostras. 61

Figura 20 – Zeiss EVO LS 15 com sistemas de EDS e EBSD, disponível no LAIMat – FEG – Unesp.....63
Figura 21 – Sistema utilizado para determinação da rugosidade na superfície das amostras.....65
Figura 22 – Variação da densidade de corrente ao longo do tempo durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma. 67
Figura 23 – Micrografias obtidas por MEV da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas condições: (a) controle, (b) 350 V, (c) 450 V e (d) 550 V, ampliação de 1000×. 71
Figura 24 – Micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na ampliação de 10000×: (a) controle, (b) 350 V, (c) 450 V e (d) 550 V.....72
Figura 25 – Micrografias da superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn tratada por PEO em diferentes tensões: (a) 350 V, (b) 450 V e (c) 550 V. Ampliação: 5×.....75
Figura 26 – Difratogramas de raios X da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na condição controle e após tratamento por PEO em diferentes tensões.....77
Figura 27 – Composição química da superfície (wt.%) da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas condições controle e após tratamento em diferentes tensões, obtida por EDS. 79
Figura 28 – Espectros de FTIR da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na condição controle e após tratamento por PEO em diferentes tensões.....82
Figura 29 – Valores médios de rugosidade (Ra, Rz e Rt) da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn antes e após tratamento por PEO em diferentes tensões.....87
Figura 30 – Evolução do ângulo de contato em função do tempo para a amostra controle e revestimentos obtidos por PEO em diferentes tensões. 90
Figura 31 – Imagens representativas do ensaio de ângulo de contato para os revestimentos obtidos por PEO após 30 dias, evidenciando o efeito da tensão aplicada na molhabilidade: (a) 350 V, (b) 450 V e (c) 550 V. 93
Figura 32– Microdureza Vickers média da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn em diferentes tensões de PEO (n = 3).....95

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação dos materiais segundo sua natureza e respectivas propriedades características. 21
Tabela 2 – Propriedades mecânicas e físicas do titânio comercialmente puro. 28
Tabela 3 – Comparação entre as principais classes de ligas de titânio (α, α+β e β).35
Tabela 4 – Comparação das propriedades mecânicas das ligas Ti–25Ta–25Nb–3Sn, Ti–25Ta–25Nb–5Sn e Ti–6Al–4V. 38
Tabela 5 – Descrição das técnicas propostas na caracterização do revestimento e a finalidade de cada procedimento analítico. 55
Tabela 6 – Valores médios de tensão e corrente elétrica, com respectivos desvios padrão, obtidos durante o processo PEO nas condições de 350 V, 450 V e 550 V. .68
Tabela 7 – Potência média e energia total obtidas para as diferentes condições experimentais. 68
Tabela 8 – Fração de área de porosidade da superfície obtida por análise de imagens (MEV/ImageJ). 69
Tabela 9 – Morfologia da superfície (10000×) e fração de área de porosidade aparente determinada a partir das micrografias obtidas em 1000×. 74
Tabela 10 – Associação das principais reflexões observadas nos difratogramas da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn com as fases cristalinas reportadas na literatura. 78
Tabela 11 – Teor de oxigênio na superfície das amostras obtido por EDS. 80
Tabela 12 – Espessura média das camadas obtidas para as diferentes condições experimentais, expressa em média ± desvio-padrão. 85
Tabela 13 – Valores médios do ângulo de contato para as diferentes condições experimentais ao longo do tempo. 91
Tabela 14 – Síntese integrada entre parâmetros de processamento, estrutura, propriedades e desempenho dos revestimentos obtidos por PEO. 99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	Corrente Alternada
BIoMat	*Biomedical Materials: Processing and Functionalization*
CCC	Cúbica de Corpo Centrado
CFC	Cúbica de Face Centra
COD	*Crystallography Open Database*
CP	Comercialmente Puro
DC	Corrente Contínua
DRX	Difração de Raios X
DVP	Deposição Física de Vapor
EC	*Eddy Current*
EDS	Energia Dispersiva de Raios X
FTIR	Espectroscopia no Infravermelho por Transformada de *Fourier*
HCP	Hexagonal Compacta
HV	Microdureza *Vickers*
ICDD	*International Centre for Diffraction Data*
M–O	Metal–Oxigênio
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MO	Microscopia Óptica
PEO	Oxidação Eletrolítica a Plasma
RSM	*Root Mean Square*
WD	Distância de Trabalho

LISTA DE SÍMBOLOS

α	Alfa
β	Beta
ω	Ômega
α′	Fase martensítica de estrutura hexagonal compacta
α″	Fase martensítica de estrutura ortorrômbica

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 15
1.1 JUSTIFICATIVA 18
1.2 OBJETIVOS 18
1.2.1 Objetivo Geral 18
1.2.2 Objetivos Específicos 19
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO 19
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 21
2.1 BIOMATERIAIS 21
2.2 BIOMATERIAIS METÁLICOS 26
2.3 TITÂNIO E SUAS LIGAS 27
2.3.1 Aspectos gerais do titânio e suas ligas 27
2.3.2 Aspectos estruturais do titânio 30
2.3.3 Classificação das ligas de titânio quanto à estabilidade de fases 31
2.3.3.1 A liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn 36
2.4 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIES 39
2.4.1 Oxidação eletrolítica a plasma 42
2.5 TÉCNICAS DE CARACTERIZAÇÃO DE SUPERFÍCIES 47
3 MATERIAIS E MÉTODOS 50
3.1 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS 50
3.1.1 Preparo metalográfico 51
3.1.2 Tratamento de superfície 52
3.2 CARACTERIZAÇÃO DO REVESTIMENTO 54
3.2.1 Ângulo de Contato 56
3.2.2 Difração de Raio X (DRX) 57
3.2.3 Determinação da Espessura do Revestimento por Correntes Parasitas (Foucault) 57
3.2.4 Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR) 58
3.2.5 Microdureza Vickers 59
3.2.6 Microscopia Óptica 61
3.2.7 Microscopia Eletrônica de Varredura / Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X 62
3.2.8 Perfilometria de Contato 64
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 66

4.1 CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO DE OXIDAÇÃO ELETROLÍTICA A PLASMA 66
4.2 MORFOLOGIA E ESTRUTURA DA SUPERFÍCIE 69
4.2.1 Quantificação da Fração de Área de Poros Aparentes na Superfície 69
4.2.2 Caracterização Morfológica dos Revestimentos por MEV 71
4.2.3 Análise por Microscopia Óptica 75
4.3 ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO 76
4.3.1 Caracterização por Difração de Raios X 76
4.3.2 Composição química dos revestimentos por EDS 79
4.3.3 Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR) 82
4.3.4 Análise integrada da estrutura e composição dos revestimentos 84
4.4 ASPECTOS FÍSICOS 84
4.4.1 Avaliação da espessura da camada formada 85
4.4.2 Avaliação da rugosidade dos revestimentos 86
4.5 PROPRIEDADES FUNCIONAIS 89
4.5.1 Molhabilidade dos revestimentos 89
4.5.2 Microdureza Vickers dos revestimentos 95
4.6 CORRELAÇÃO ENTRE PROPRIEDADES, ESTRUTURA E DESEMPENHO DOS REVESTIMENTOS 98
4.6.1 Relação entre morfologia, porosidade e estrutura da camada 99
4.6.2 Relação entre espessura, rugosidade e desenvolvimento do revestimento 100
4.6.3 Relação entre estrutura, composição e propriedades funcionais 101
4.6.4 Integração entre processamento, estrutura e desempenho dos revestimentos 103
5 CONCLUSÕES 105
5.1 PERSPECTIVAS PARA TRABALHOS FUTUROS 107
5.2 PRODUÇÃO CIENTÍFICA DECORRENTE DESTE TRABALHO 108
REFERÊNCIAS 109
DADOS CURRICULARES 132

1 INTRODUÇÃO

Os autores Bergmann e Stumpf (2013), definem biomaterial como um material de origem natural ou sintética utilizado para substituir total ou parcialmente qualquer tecido, órgão ou função do corpo, com objetivo de manter ou melhorar a qualidade de vida de um indivíduo. Devido à interação dos biomateriais com tecidos biológicos vivos, torna-se fundamental estabelecer critérios e requisitos que assegurem seu desempenho ideal, prevenindo respostas adversas, conforme apresentado na Figura 1.

Figura 1 – Diagrama de requisitos de um biomaterial.



Fonte: Elaborado pela autora com base em Bharadwaj (2021).

Dentre as características necessárias ao desempenho dos biomateriais, destacam-se: biocompatibilidade, propriedades mecânicas satisfatórias, resistência a corrosão e ao desgaste, além da osseointegração, quando utilizado em implantes ósseos (BHARADWAJ, 2021).

Nesse sentido, o titânio e suas ligas vêm sendo amplamente estudados e aplicados em razão de sua combinação singular de propriedades físicas, químicas e mecânicas, como elevada resistência à corrosão, excelente relação resistência/peso,

boa resistência à fadiga e à tração, além de biocompatibilidade, características que influenciam seu desempenho e sua potencial utilização em larga escala (CALAZANS NETO *et al*., 2024).

O elemento titânio pode apresentar diferentes fases no estado sólido, cuja formação depende da temperatura, da composição da liga e do histórico de tratamento térmico. Entre as fases mais relevantes destacam-se as fases estáveis α (alfa) e β (beta), bem como fases metaestáveis, como a fase ω (ômega) e as fases α′ (fase martensítica de estrutura hexagonal compacta) e α″ (fase martensítica de estrutura ortorrômbica), obtidas sob condições específicas de processamento (ZHANG *et al*., 2014; TIRFE *et al.*, 2025). Entretanto, no contexto das aplicações biomédicas, as ligas de titânio são comumente classificadas de acordo com a presença e a proporção das fases α, β ou α+β, bem como pela estabilidade dessas fases, que é diretamente influenciada pelos elementos de liga adicionados.

Além das características de volume, a superfície do biomaterial exerce papel determinante no seu desempenho, pois constitui a primeira interface com o meio biológico e influencia diretamente a resposta do organismo. Portanto, as características de superfície, como por exemplo: rugosidade, relevo e texturas, constitui um fator determinante para a osseointegração e a adesão celular (YANG *et al.*, 2023).

Assim, os tratamentos de superfície têm como objetivo otimizar as interações físico-químicas entre o metal e o tecido ósseo, favorecendo a formação de conexões mais estáveis e duradouras entre o implante e o osso. Entre as técnicas de modificação de superfície disponíveis, destaca-se a oxidação eletrolítica a plasma (PEO), um processo eletroquímico utilizado para a formação de revestimentos cerâmicos sobre metais. Sendo amplamente empregada para aprimorar as propriedades anticorrosivas, resistência ao desgaste e de biocompatibilidade das ligas de titânio, produzindo camadas de óxidos com características adequadas à aplicação (FATTAH-ALHOSSEINI & MOLAEI, 2023).

A definição adequada dos parâmetros do processo de oxidação eletrolítica a plasma é fundamental, pois influencia diretamente as características do revestimento formado e as propriedades da superfície tratada, uma vez que a composição química do eletrólito, a concentração iônica e a condutividade elétrica do meio controlam diretamente o comportamento das descargas elétricas na superfície metálica.

Como apontado por Lee & Kim (2016), ajustes nesses parâmetros determinam a intensidade das microdescargas, o regime de crescimento do óxido e, consequentemente, a microestrutura e as propriedades finais do revestimento. Diante disso, torna-se fundamental a realização de uma caracterização detalhada dessas camadas, a fim de compreender sua formação e desempenho.

A caracterização de revestimentos em ligas de titânio é essencial para assegurar que propriedades como dureza, resistência ao desgaste, resistência à corrosão, biocompatibilidade e adesão ao substrato sejam alcançadas e mantidas ao longo da vida útil dos dispositivos. Nesse contexto, a aplicação de técnicas de caracterização em revestimentos produzidos por oxidação eletrolítica a plasma, associada à avaliação dos parâmetros do processo, é fundamental para compreender o desempenho e a qualidade das camadas formadas, a fim de desenvolver revestimentos mais eficientes. A utilização de técnicas de caracterização permite identificar as fases cristalinas presentes e analisar a morfologia da superfície, fornecendo informações fundamentais para compreender a relação entre a estrutura físico-química dos óxidos de titânio e seu desempenho final (MUNTEAN *et al*., 2023).

O presente estudo consiste na caracterização da superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn obtida após o tratamento de oxidação eletrolítica a plasma. Dessa forma, a investigação limita-se à análise das modificações da superfície promovidas pelo processo, não incluindo ensaios biológicos ou testes clínicos. Nesse caso, os tratamentos foram realizados em condições de variação de tensão aplicada durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma. Com isso, a análise é restrita às propriedades químicas, mecânicas e de superfícies mensuráveis nos laboratórios disponíveis, sem considerar possíveis variações associadas a processos em escala industrial. Assim, os resultados obtidos a partir de corpos de prova podem não reproduzir integralmente o desempenho de componentes complexos em condições fisiológicas reais. Nesse sentido, este trabalho contribui para a compreensão das alterações na superfície promovidas pelo tratamento na liga estudada, devendo, contudo, ser complementado por estudos adicionais que incluam avaliações biológicas e validação para aplicações clínicas.

1.1 JUSTIFICATIVA

Apesar do amplo uso e estudo de ligas de titânio convencionais, como Ti–6Al–4V e Ti–6Al–7Nb, ligas mais recentes, como a Ti–25Ta–25Nb–3Sn, ainda apresentam lacunas de conhecimento, especialmente no que diz respeito aos processos de modificação de superfície. Nesse contexto, torna-se relevante investigar o comportamento dessa liga frente a tratamentos que possam alterar suas características.

A liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn é uma liga quaternária composta por elementos que permitem maior controle da estabilidade de fases e da microestrutura, devido à presença de estabilizadores da fase β, como nióbio (Nb) e tântalo (Ta), e elementos neutros, como estanho (Sn). Essa combinação possibilita ajustar propriedades do material e influenciar seu comportamento eletroquímico, tornando seu estudo relevante sob o ponto de vista científico e tecnológico.

Embora as ligas de titânio apresentem propriedades intrínsecas favoráveis, o desempenho do material está diretamente relacionado às características de sua superfície. Nesse sentido, tratamentos como a oxidação eletrolítica a plasma têm sido utilizados para modificar parâmetros como morfologia, rugosidade, composição química e dureza dos revestimentos formados.

Dessa forma, a combinação das propriedades da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn com as modificações promovidas pela oxidação eletrolítica a plasma pode resultar em um material com características de superfície aprimoradas, ampliando seu potencial de aplicação. Além de contribuir para o entendimento dos mecanismos de formação dos revestimentos, este estudo fornece bases para futuras pesquisas voltadas à otimização do desempenho desse material, visando ao desenvolvimento de superfícies com propriedades aprimoradas com potencial para aplicações biomédicas.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem como objetivo principal caracterizar as superfícies da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, antes e após o tratamento de superfície de oxidação

eletrolítica a plasma, visando avaliar as modificações morfológicas, químicas, estruturais e mecânicas promovidas por esse processo.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Analisar o efeito da variação da tensão aplicada durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma nas características morfológicas, químicas e topográficas da superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn;
- Determinar a espessura do revestimento formado e avaliar as modificações morfológicas da superfície da liga decorrentes do tratamento de oxidação eletrolítica a plasma;
- Investigar a formação de espécies químicas provenientes do eletrólito e do processo de oxidação eletrolítica a plasma;
- Determinar a dureza da superfície das amostras, a fim de investigar as alterações nas propriedades mecânicas promovidas pelo tratamento;
- Avaliar as características da superfície das amostras, incluindo rugosidade, porosidade e molhabilidade;
- Investigar as fases e estruturas cristalinas presentes no revestimento formado após o tratamento;
- Comparar os resultados obtidos antes e após o tratamento de superfície, correlacionando as modificações microestruturais, químicas e de superfícies com as propriedades esperadas para a liga estudada;

Dessa forma, pretende-se contribuir para o aprimoramento da superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, fornecendo subsídios para o desenvolvimento de materiais com propriedades aprimoradas e desempenho potencialmente superior aos já reportados na literatura.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos, conforme a seguinte estrutura:

- Capítulo 1 – Introdução – apresenta uma visão geral do estudo, abordando a contextualização do tema, a justificativa, os objetivos propostos e a organização da dissertação;
- Capítulo 2 – Revisão Bibliográfica – reúne os principais fundamentos teóricos e científicos que sustentam o presente estudo, contemplando aspectos relacionados a biomateriais, ligas de titânio e sua classificação quanto à estabilidade de fases, bem como os processos de modificação de superfície, com destaque para a oxidação eletrolítica a plasma e sua influência na formação e nas propriedades dos revestimentos.
- Capítulo 3 – Materiais e Métodos – nessa etapa são apresentados os procedimentos experimentais adotados, o processo de modificação de superfície por oxidação eletrolítica a plasma, os parâmetros de processamento, bem como as técnicas utilizadas para a caracterização das amostras.
- Capítulo 4 – Resultados e Discussões – são apresentados e discutidos os resultados obtidos nos experimentos realizados, em consonância com os objetivos delineados.
- Capítulo 5 – Conclusões, Perspectivas para Trabalhos Futuros e Produção Científica Decorrente deste Trabalho – são apresentadas as principais conclusões obtidas a partir da análise e interpretação dos resultados, sugestões para trabalhos futuros visando aprofundar o conhecimento sobre os revestimentos obtidos por oxidação eletrolítica a plasma e ampliar seu potencial de aplicação, bem como a produção científica desenvolvida a partir desta pesquisa.

Por fim, após a apresentação dos capítulos que estruturam este trabalho, são apresentadas as referências bibliográficas, que reúnem todas as fontes consultadas para a construção da fundamentação teórica e metodológica desta dissertação, assegurando transparência e rigor científico ao desenvolvimento do estudo, finalizando assim a estrutura deste documento.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 BIOMATERIAIS

Os biomateriais são classes de materiais projetados para interagir de forma segura e funcional com sistemas biológicos, favorecendo processos de substituição ou restabelecimento de partes do corpo humano (ISLAM *et al*. 2024). Esta definição evoluiu ao longo do tempo, refletindo a crescente refinamento de finalidades específicas e a necessidade de biocompatibilidade (TODROS; TODESCO; BAGNO, 2021).

A classificação dos biomateriais pode ser estabelecida a partir de diferentes critérios, dependendo da abordagem adotada. Nesse contexto, quanto à natureza do material, os biomateriais são comumente agrupados de acordo com suas características fundamentais, incluindo classes como metais, cerâmicas, polímeros e compósitos. Assim, os conteúdos estão organizados de modo a apresentar, inicialmente, essa classificação, conforme sintetizado na Tabela 1, que relaciona cada categoria aos seus principais atributos.

Tabela 1 – Classificação dos materiais segundo sua natureza e respectivas propriedades características.

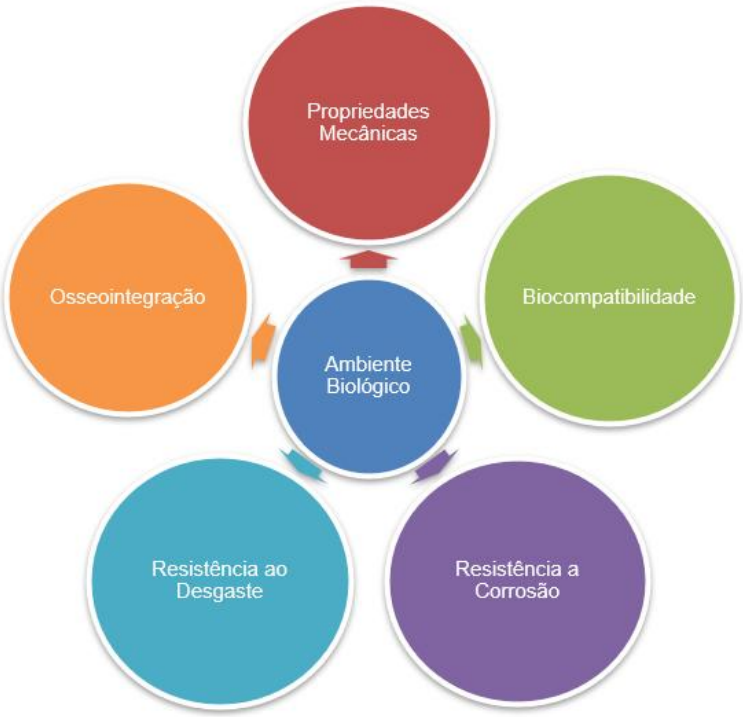
Natureza do Material	Principais Propriedades
Metais	Excelentes propriedades mecânicas, em destaque a resistência mecânica e ductilidade.
Cerâmicas	Elevada biocompatibilidade, resistência à corrosão e osteocondutividade.
Polímeros	Biodegradável, bioativo, biocompatível.
Compósitos	Excelentes propriedades mecânicas, resistente à corrosão, biocompatibilidade

Fonte: Elaborado pela autora com base em AJMAL; HASHMI; IMRAN, (2022).

O desenvolvimento de materiais para aplicações biomédicas requer o atendimento a critérios específicos de desempenho, que abrangem aspectos como

biocompatibilidade, propriedades mecânicas e estabilidade química. Esses requisitos fundamentais para o projeto de biomateriais são apresentados na Figura 2.

Figura 2 – Requisitos para o projeto ideal de novos biomateriais.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Portanto, a seleção exige a análise criteriosa de parâmetros fundamentais, pois o desempenho clínico de um implante depende diretamente da interação entre suas propriedades e o ambiente biológico. Entre os requisitos mais relevantes estão a biocompatibilidade, as propriedades mecânicas, resistência a corrosão, resistência ao desgaste e a osseointegração (MAHAJAN & SIDHU, 2018).

De acordo com Williams (2008), a biocompatibilidade constitui uma das propriedades mais relevantes dos biomateriais, sendo definida a partir de um conjunto de mecanismos e interações que, de forma integrada, determinam sua resposta no meio biológico. De forma geral é tratada como a capacidade de desempenhar a função desejada em relação a uma aplicação biomédica, sem provocar quaisquer efeitos locais ou sistêmicos indesejáveis no receptor ou beneficiário, como por exemplo, toxicidade, processos inflamatórios ou reações imunológicas de rejeição (HUZUM *et al*. 2021). Portanto, a avaliação da biocompatibilidade é considerada um requisito fundamental no processo de desenvolvimento e aprovação de biomateriais para aplicações clínicas. Além disso, os autores Malta *et al*., (2019) definem a

biocompatibilidade como a capacidade do material de se interagir com os tecidos ao redor, o que inclui não apenas uma resposta celular adequada, mas também a resistência às solicitações mecânicas e às condições próprias do ambiente biológico.

Em geral, os biomateriais de origem natural costumam proporcionar melhor biocompatibilidade, pois apresentam maior semelhança com a estrutura dos tecidos biológicos, enquanto os biomateriais sintéticos permitem um maior controle sobre as propriedades mecânicas e químicas, facilitando a adaptação para aplicações específicas (ASSUNÇÃO-SILVA *et al*., 2015; LEIJTEN *et al*., 2017).

No contexto dos materiais metálicos utilizados em aplicações biomédicas, a resistência à corrosão constitui um dos principais requisitos para garantir a segurança e a durabilidade dos implantes no organismo. Quando inseridos no corpo humano, esses materiais passam a interagir com um ambiente fisiológico complexo, composto por fluidos corporais ricos em íons, proteínas e outras espécies químicas que podem favorecer processos corrosivos. Esses processos podem comprometer as propriedades estruturais do material e influenciar diretamente sua estabilidade e desempenho ao longo do tempo. Nesse sentido, a resistência à corrosão é fundamental, pois os fluidos corporais podem degradar metais suscetíveis, comprometendo a integridade do implante e liberando produtos indesejáveis no organismo. Da mesma forma, a resistência ao desgaste torna-se crucial em componentes sujeitos à fricção, já que a erosão da superfície e o coeficiente de atrito influenciam diretamente a durabilidade e a estabilidade do implante (HANAWA, 2022).

A resistência ao desgaste representa um requisito essencial para biomateriais, especialmente em sistemas sujeitos a contato mecânico e movimento relativo, como próteses articulares e implantes dentários. Em ambientes fisiológicos, o desgaste resulta da interação simultânea de mecanismos tribológicos e corrosivos, caracterizando processos de tribocorrosão que podem levar à degradação da superfície do material e à formação de partículas resultantes desse desgaste. A geração das partículas é um fator crítico, pois pode desencadear respostas biológicas adversas nos tecidos adjacentes e comprometer a estabilidade do implante ao longo do tempo (SOLIMAN *et al.,* 2022). Dessa forma, materiais com elevada resistência ao desgaste tendem a apresentar maior durabilidade mecânica, menor liberação de detritos e melhor integridade na interface biomaterial e tecido, contribuindo diretamente para o aumento da vida útil de dispositivos biomédicos (TAKADOUM, 2023).

As propriedades mecânicas constituem um dos critérios fundamentais para a seleção de biomateriais, uma vez que esses materiais devem apresentar comportamento mecânico compatível com o tecido hospedeiro. Entre as propriedades mais relevantes destacam-se o módulo de elasticidade, a resistência à tração, a dureza, a resistência à fadiga sob carregamentos cíclicos e a tenacidade à fratura. Esses parâmetros influenciam diretamente a capacidade do biomaterial de suportar as cargas que será submetido, além de contribuir para a estabilidade da interface osso e biomaterial e para a prevenção de falhas mecânicas ao longo do tempo. Dessa forma, o adequado comportamento mecânico do biomaterial é essencial para garantir a eficiência do processo de reparação ou substituição tecidual, bem como para assegurar a longevidade do implante (COMETA *et al.,* 2020).

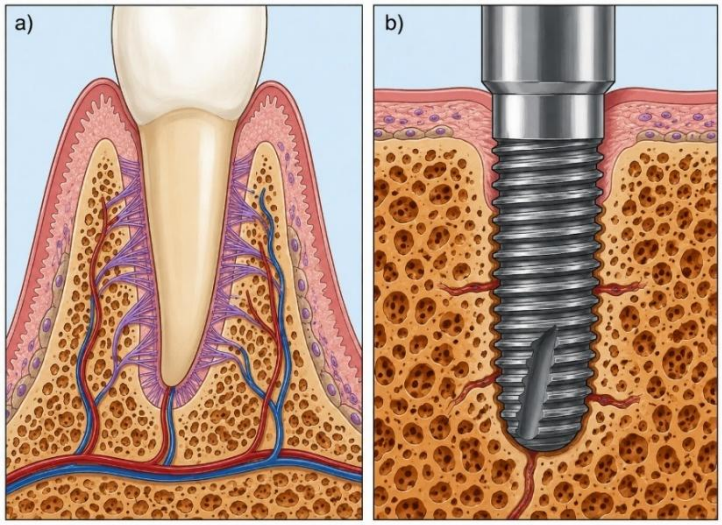
Dentre essas propriedades, o módulo de elasticidade é particularmente importante, pois está diretamente relacionado à rigidez do material. Em implantes metálicos, esse parâmetro deve ser cuidadosamente considerado em relação ao módulo do tecido ósseo, a fim de evitar o fenômeno conhecido como *stress shielding*, no qual materiais com rigidez muito superior ao osso podem provocar uma distribuição inadequada de tensões e consequente reabsorção óssea (MASAHASHI; MORI; INOUE, 2025). Por outro lado, materiais com módulo de elasticidade mais próximo ao do osso tendem a promover uma distribuição mais homogênea das cargas, favorecendo a integridade da interface implante-tecido. A resistência à fadiga é uma propriedade crítica em aplicações ortopédicas e odontológicas, devido aos carregamentos cíclicos repetitivos a que os dispositivos estão submetidos (RAUT *et al.,* 2020). Nessas condições, falhas podem ocorrer mesmo em tensões inferiores ao limite de resistência estática, tornando a fadiga um fator determinante para a durabilidade dos implantes (ODEGAARD; TORGERSEN; ELVERUM, 2020).

A dureza é definida como a resistência de uma superfície à deformação plástica local sob indentação ou penetração, refletindo sua capacidade de resistir ao desgaste, ao risco e à deterioração da superfície, sendo, portanto, uma propriedade mecânica central na avaliação de materiais, especialmente biomateriais e materiais dentários, nos quais está diretamente relacionada à longevidade e ao desempenho clínico (NAIR *et al.,* 2022).

A osseointegração corresponde ao processo biológico no qual um implante estabelece uma conexão direta, estrutural e funcional com o tecido ósseo, sem a interposição de tecido fibroso entre o osso e a superfície do material implantado

(KURUP; DHATRAK; NEHA, 2021). Esse processo é considerado fundamental para a estabilidade e o bom desempenho de implantes dentários e ortopédicos, pois garante uma ligação direta entre o biomaterial e o tecido ósseo vivo. Por exemplo, no dente natural, a raiz é ancorada ao osso por meio de múltiplos ligamentos periodontais, que formam uma interface flexível entre o dente e o tecido ósseo, como apresentado na Figura 3a. Já nos implantes essa estrutura não existe, pois o dispositivo fica em contato direto com o osso, como na Figura 3b (FAIN, 2017).

Figura 3 – (a) Estruturas teciduais ao redor de um dente natural humano; (b) Integração do implante metálico com o tecido ósseo.



Fonte: Adaptado de Fain, (2017).

A Figura 3 apresenta uma comparação entre as estruturas de suporte de um dente natural (Figura 3a) e a interface formada entre um implante metálico e o tecido ósseo (Figura 3b). Diferentemente do dente natural, que possui ligamento periodontal, a estabilidade do implante depende da formação de uma interface direta entre o osso e sua superfície, processo conhecido como osseointegração. Trata-se de um processo complexo e multifatorial, que depende da interação entre as características do implante, as propriedades do osso hospedeiro e as condições do ambiente fisiológico, sendo, portanto, determinante para o desempenho e a longevidade de dispositivos médicos implantáveis (GUGLIELMOTTI; OLMEDO; CABRINI, 2019; ZARAZIR *et al.,* 2023). Em termos práticos, um implante é considerado osseointegrado quando apresenta estabilidade na interface com o tecido ósseo, ou seja, quando não há mobilidade ou deslocamento entre o implante e o osso com o qual está em contato direto (GUGLIELMOTTI; OLMEDO; CABRINI, 2019).

Adicionalmente, destacam-se a bioestabilidade e a bioinércia como propriedades essenciais no desempenho de biomateriais. A bioestabilidade refere-se à capacidade do material de manter suas propriedades químicas, físicas e mecânicas, bem como sua integridade estrutural ao longo do tempo no ambiente biológico, envolvendo resistência à corrosão, à oxidação e à degradação (CHOI *et al.,* 2023). Por sua vez, a bioinércia está associada à baixa reatividade biológica, de modo a minimizar respostas inflamatórias (GIRAGOSYAN *et al.,* 2022). Nesse contexto, a combinação dessas propriedades é fundamental para assegurar a estabilidade química e estrutural do material em condições fisiológicas, evitando a liberação de produtos indesejáveis e contribuindo para a segurança, durabilidade e desempenho funcional dos implantes (LIANG *et al.,* 2024).

2.2 BIOMATERIAIS METÁLICOS

Os biomateriais metálicos constituem uma das classes mais tradicionais e amplamente empregadas em aplicações biomédicas, sendo reconhecidos por seu papel predominante no desenvolvimento de implantes. Essa relevância está diretamente associada às suas propriedades mecânicas superiores, como elevada resistência à tração, tenacidade e resistência à fadiga, aliadas a uma biocompatibilidade já consolidada em diversas aplicações clínicas (CHOI *et al*., 2023; AJMAL, HASHMI & IMRAN, 2022). Tais características tornam esses materiais particularmente adequados para dispositivos submetidos a carregamentos elevados, como próteses ortopédicas, implantes dentários e componentes cardiovasculares.

Apesar de suas vantagens, a aplicação de biomateriais metálicos envolve limitações importantes, especialmente relacionadas à corrosão em meio fisiológico. Processos corrosivos podem levar à liberação de espécies potencialmente tóxicas, alergênicas ou citotóxicas, como íons de níquel, cobalto, cromo, vanádio e alumínio, comprometendo a biocompatibilidade e contribuindo para a falha do implante (ELIAZ, 2019). Além disso, a interação entre o material e o tecido biológico pode desencadear respostas inflamatórias ou afetar a estabilidade da interface osso e implante, reforçando a necessidade de avaliação integrada das propriedades mecânicas, químicas e biológicas (IVANOVA, BAZAKA & CRAWFORD, 2014).

Dentre os biomateriais metálicos mais utilizados, destacam-se o aço inoxidável 316L, as ligas de cobalto-cromo-molibdênio e o titânio e suas ligas, como

Ti–6Al–4V e NiTi, amplamente reconhecidos por sua confiabilidade estrutural e estabilidade em ambiente fisiológico (AGGARWAL, KUMAR & SHARMA, 2022).

O aço inoxidável 316L apresenta como principais vantagens o baixo custo e a boa resistência mecânica, sendo frequentemente empregado em dispositivos temporários ou associado a revestimentos quando utilizado em implantes permanentes (AMIRTHARAJ MOSAS *et al.,* 2022).

As ligas de cobalto-cromo-molibdênio são amplamente empregadas em componentes articulares em função de sua elevada resistência ao desgaste e à corrosão; entretanto, a liberação de íons metálicos tem motivado o desenvolvimento de superfícies biofuncionais (AMIRTHARAJ MOSAS *et al.,* 2022).

Já as ligas de magnésio têm se destacado como alternativas promissoras, em função de seu módulo de elasticidade mais próximo ao do tecido ósseo e de sua biodegradabilidade; entretanto, desafios relacionados à resistência mecânica e ao controle da taxa de degradação que ainda demandam avanços tecnológicos (AMIRTHARAJ MOSAS *et al*., 2022).

Dentre os biomateriais metálicos, o titânio e suas ligas destacam-se pela combinação de elevada biocompatibilidade, excelente resistência à corrosão em meio fisiológico, alta relação resistência/peso e propriedades mecânicas favoráveis às aplicações biomédicas (ABDEL-HADY; HINOSHITA; MORINAGA, 2006). Essas características têm consolidado sua utilização em dispositivos ortopédicos e odontológicos, cujo desempenho está diretamente relacionado não apenas às propriedades do material, mas também às características da superfície e à resistência aos processos de desgaste e tribocorrosão (SILVA; AMORIM; MARANGON, 2023). Além disso, o desenvolvimento de novas ligas e de técnicas de modificação de superfície tem possibilitado o aprimoramento das propriedades mecânicas, químicas e biológicas desses materiais, ampliando seu potencial de aplicação (DAVIS *et al.,* 2022).

2.3 TITÂNIO E SUAS LIGAS

2.3.1 Aspectos gerais do titânio e suas ligas

O titânio (Ti) é um metal de transição amplamente valorizado devido à sua combinação de propriedades, como elevada resistência mecânica específica, baixa

densidade, excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade. Essas características tornam o titânio e suas ligas materiais de destaque em aplicações estruturais, aeroespaciais, químicas e, especialmente, biomédicas (MIRANDA *et al.,* 2017), evidenciando sua elevada versatilidade tecnológica. A Tabela 2 apresenta um resumo das principais propriedades físicas e mecânicas do titânio comercialmente puro, evidenciando os atributos que justificam sua ampla aplicação em diferentes áreas tecnológicas.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas e físicas do titânio comercialmente puro.

Densidade (g/cm^3)	Resistência à compressão (MPa)	Resistência à tração (MPa)	Módulo de Young (GPa)	Tenacidade ($MPa \cdot m^{1/2}$)
4,4–4,5	590–1117	240–550	100–110	55–115

Fonte: BANSIDDHI & DUNAND (2014).

A combinação entre baixa densidade e elevada resistência mecânica confere ao titânio uma excelente relação força/peso, fator determinante em aplicações nas quais a redução de massa é essencial, como em componentes aeronáuticos e em implantes biomédicos (VEEMAN *et al.,* 2024).

A resistência à corrosão do titânio está diretamente associada à formação espontânea de uma camada passiva de óxido de titânio (TiO_2) em sua superfície quando exposto ao oxigênio. Essa película é altamente estável, aderente e capaz de se regenerar rapidamente, atuando como uma barreira protetora mesmo em ambientes agressivos, como por exemplo os fluidos fisiológicos. Além de proteger o material, a presença dessa camada está intimamente relacionada à sua biocompatibilidade, uma vez que favorece a interação com tecidos biológicos e contribui para processos de osseointegração (SOUZA *et al.,* 2021). Assim, a estabilidade do TiO_2 é determinante tanto para a resistência à corrosão quanto para o desempenho biológico do material. Nesse contexto, o titânio é amplamente reconhecido como material de escolha para aplicações biomédicas, não apenas por suas propriedades mecânicas, mas também pela sua adequada resposta biológica (MIRANDA *et al.,* 2017).

A utilização de ligas de titânio representa um avanço significativo na engenharia biomédica, sendo amplamente empregadas em dispositivos como

marcapassos, corações artificiais, placas ósseas, próteses ortopédicas, implantes dentários e sistemas de fixação de fraturas (SARRAF *et al*., 2021; SIDAMBE, 2014). Por fim, as propriedades das ligas de titânio variam significativamente em função de sua composição química e dos processos metalúrgicos empregados em sua fabricação, o que possibilita a obtenção de materiais com características ajustadas para diferentes aplicações. Dessa forma, a compreensão dos aspectos estruturais do titânio, especialmente das fases cristalinas e das transformações associadas, é fundamental para o desenvolvimento de microestruturas capazes de otimizar propriedades como resistência mecânica, ductilidade, comportamento em corrosão e desempenho biológico (SAHA *et al.,* 1996; MIRANDA *et al.,* 2017).

Apesar das vantagens dessas ligas, ainda persistem limitações importantes, como o comportamento tribológico relativamente limitado, a baixa resistência ao desgaste e a reduzida estabilidade mecânica em determinadas condições (SUN *et al.,* 2024). Além disso, desafios como o módulo de elasticidade ainda superior ao do tecido ósseo — podendo levar ao efeito de *stress shielding* — e a necessidade de manter elevada resistência mecânica sob condições de fadiga em ambientes biológicos reforçam a importância do desenvolvimento de novas composições e estratégias de processamento (JAWED *et al.,* 2022; SUN *et al.,* 2024*;* SALVADOR, VAN LANDEGHEM & ANTUNES, 2023). Adicionalmente, fatores clínicos como osseointegração inicial lenta, infecções, sobrecarga mecânica, micromovimentos e limitações anatômicas quem impactam negativamente a longevidade dos implantes (PESODE & BARVE, 2021).

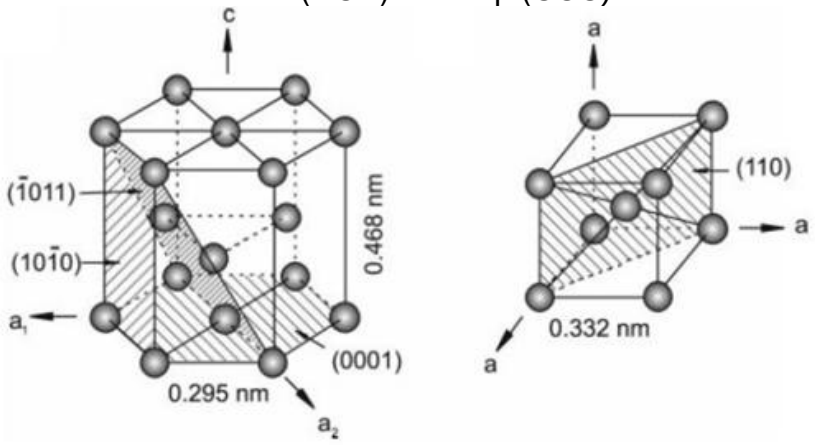
Em síntese, os biomateriais metálicos permanecem essenciais em aplicações biomédicas que exigem elevado desempenho mecânico. Contudo, sua seleção e desenvolvimento devem considerar de forma integrada propriedades mecânicas, tribológicas, químicas e biológicas, bem como estratégias de modificação de superfície e processos de fabricação. Essa abordagem é fundamental para garantir segurança, durabilidade e eficiência funcional, além de fundamentar o avanço de ligas específicas, como as de titânio, amplamente exploradas em aplicações biomédicas (ODEGAARD *et al*., 2020; CHOI *et al.,* 2023).

2.3.2 Aspectos estruturais do titânio

O comportamento do titânio está diretamente relacionado à sua estrutura cristalina, a qual exerce influência significativa sobre suas propriedades mecânicas, químicas e biológicas. O Ti apresenta comportamento alotrópico, caracterizado pela existência de diferentes arranjos cristalinos em função da temperatura e da presença de elementos de liga.

Em sua forma pura, o titânio apresenta duas estruturas cristalinas estáveis, ilustradas na Figura 4. A fase α, de estrutura hexagonal compacta (HCP), estável em temperaturas inferiores à β – *transus*, e a fase β, de estrutura cúbica de corpo centrado (CCC), estável em temperaturas superiores a essa temperatura de transição. Para o titânio comercialmente puro, a β – *transus* situa-se em aproximadamente 882 °C (KURODA *et al.,* 2016).

Figura 4 – Estruturas cristalinas do titânio associadas ao comportamento alotrópico: fase α (HCP) e fase β (CCC).



Fonte: Adaptado de Leyens e Peters (2003).

Essa transformação alotrópica é reversível e desempenha papel fundamental no processamento e na aplicação das ligas de titânio, uma vez que a presença de elementos de liga pode deslocar esse limiar, alterando a estabilidade das fases e possibilitando o ajuste das propriedades do material (SAHA *et al.,* 1996; BLANCH *et al.,* 2021; LV *et al.,* 2022). Dessa forma, a estrutura cristalina do titânio estabelece os fundamentos para o desenvolvimento de ligas, especialmente na definição de rotas de processamento térmico destinadas à obtenção de microestruturas α, β ou α+β (SARGENT *et al*., 2012; LV *et al.,* 2022).

Além das fases α e β, ligas de titânio podem apresentar fases metaestáveis formadas sob condições específicas de processamento, como tratamentos térmicos ou deformação. Entre essas, destaca-se a fase ω, frequentemente observada em ligas β e associada à redução da ductilidade do material (TIRFE *et al.,* 2025; CALAZANS NETO *et al.,* 2024; ZHANG *et al.,* 2023). Também podem ocorrer fases martensíticas, como α′ e α″, formadas durante resfriamentos rápidos, bem como estruturas não usuais, como a fase cúbica de face centrada (CFC), reportadas em condições extremas, como manufatura aditiva ou deformação severa (ZHANG *et al.,* 2023; TIRFE *et al.,* 2025; CALAZANS NETO *et al.,* 2024). No entanto, tais fases não são típicas do titânio puro em condições normais de serviço, sendo sua formação fortemente dependente da composição química e do histórico termomecânico (ZHANG *et al.,* 2023; VEEMAN *et al.,* 2024; ADAMS & FIELD, 2023).

A presença da fase ω e a estabilidade da fase β são aspectos centrais no comportamento de ligas β de titânio. O controle da formação da fase ω, por meio da composição química e das condições de processamento, é fundamental, uma vez que essa fase pode comprometer a ductilidade do material, nesse sentido, estudos indicam que a adequada utilização de elementos estabilizadores da fase β contribui para mitigar a formação indesejada da fase ω (TIRFE *et al.,* 2025; CALAZANS NETO *et al.,* 2024).

Adicionalmente, podem formar-se fases martensíticas, como α′ e α″, resultantes da transformação da fase β durante resfriamentos rápidos. A fase α′ apresenta estrutura hexagonal compacta e está geralmente associada ao aumento da resistência mecânica, acompanhado de redução da ductilidade, por sua vez, a fase α″, de estrutura ortorrômbica, é mais comum em ligas β metaestáveis e pode proporcionar um melhor equilíbrio entre resistência e deformabilidade quando comparada à fase α′ (TIRFE *et al.,* 2025; CALAZANS NETO *et al*., 2024; ZHANG *et al.,* 2018; VEEMAN *et al*., 2024; ADAMS & FIELD, 2023).

2.3.3 Classificação das ligas de titânio quanto à estabilidade de fases

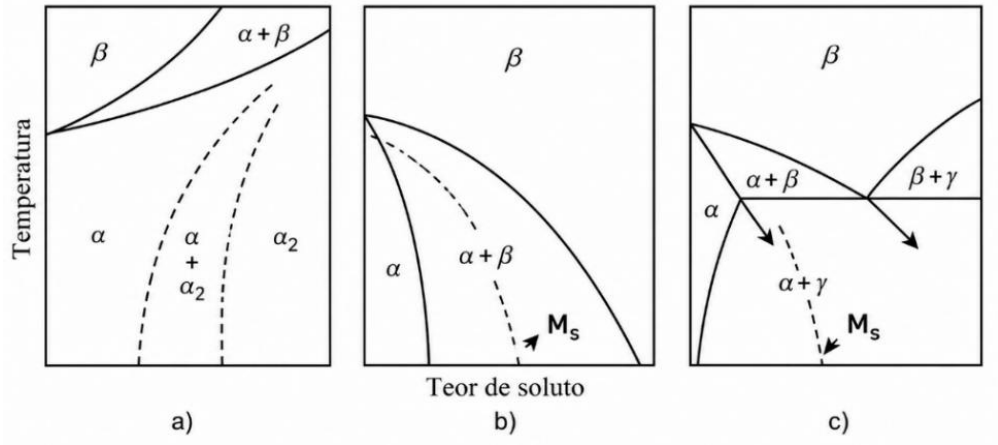
As ligas de titânio são tradicionalmente classificadas de acordo com a estabilidade das fases presentes em sua microestrutura, a qual é fortemente influenciada pela composição química e pelas condições de processamento termomecânico. Essa classificação está diretamente relacionada ao comportamento

alotrópico do titânio e permite a obtenção de diferentes combinações das fases α e β, com propriedades ajustáveis conforme a aplicação desejada. De modo geral, as ligas de titânio são divididas em três categorias principais: ligas α, ligas α+β e ligas β.

Essa classificação baseia-se em regiões ricas em titânio de diagramas pseudobinários, que simplificam a análise de sistemas multicomponentes. Nesses sistemas, elementos que se dissolvem preferencialmente na fase α promovem a expansão desse campo de estabilidade, elevando a temperatura de transição α/β. Em contrapartida, elementos que estabilizam a fase β reduzem essa temperatura de transição e podem ser subdivididos em dois grupos: os estabilizadores β-isomorfos, que apresentam solubilidade completa na fase β, e os estabilizadores β-eutetóides, que favorecem a formação de fases secundárias a partir da decomposição da fase β (POLMEAR, 1995).

A influência dos elementos de liga na estabilidade das fases do titânio pode ser compreendida por meio de diagramas de fases pseudobinários, conforme ilustrado na Figura 5, que apresenta esquematicamente o efeito de diferentes tipos de estabilizadores na transformação alotrópica.

Figura 5 – Representação esquemática da influência de elementos de liga no diagrama de fases do titânio: (a) estabilizadores da fase α, (b) estabilizadores β do tipo isomorfo e (c) estabilizadores β do tipo eutetóide.



Fonte: Adaptado de Polmear (1995).

Observa-se que os estabilizadores da fase α promovem a expansão do campo α, elevando a temperatura de transição α/β, Figura 5a, enquanto os estabilizadores da fase β reduzem essa temperatura, podendo atuar de forma isomorfa, Figura 5b ou eutetóide, Figura 5c, influenciando diretamente a estabilidade das fases e a microestrutura final das ligas. Nesse contexto, o diagrama de fases do titânio constitui uma ferramenta fundamental para a previsão das fases presentes e

para o planejamento de tratamentos térmicos, permitindo o controle da microestrutura e o ajuste das propriedades finais do material (SAHA *et al*., 1996; BLANCH *et al.,* 2021).

A adição de elementos de liga desempenha papel fundamental no controle da estabilidade das fases e, consequentemente, das propriedades finais do material. A Figura 6 apresenta a classificação dos principais elementos de liga em estabilizadores da fase α, estabilizadores da fase β e elementos neutros, conforme sua influência na estabilidade das fases do titânio.

Figura 6 – Classificação dos elementos de liga de acordo com sua influência na estabilidade das fases α e β do Ti.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Elementos como carbono (C), nitrogênio (N), oxigênio (O) e alumínio (Al) atuam como estabilizadores da fase α, enquanto vanádio (V), nióbio (Nb), molibdênio (Mo), tântalo (Ta), ferro (Fe), manganês (Mn), cromo (Cr), cobalto (Co), tungstênio (W), níquel (Ni), cobre (Cu) e silício (Si) estabilizam a fase β, e os elementos como zircônio (Zr), estanho (Sn), háfnio (Hf), germânio (Ge) e tório (Th) são considerados neutros, exercendo pouca influência sobre a temperatura de transição (JIMENEZ-MARCOS *et al.,* 2022).

Nesse caso, os elementos neutros não alteram significativamente a temperatura de transição, exercendo influência limitada sobre a estabilidade das fases (MIRANDA *et al.,* 2017). Tal controle composicional permite ajustar a fração e a morfologia das fases, influenciando diretamente propriedades como resistência mecânica, ductilidade e módulo de elasticidade.

Além da composição química, o processamento termomecânico desempenha papel fundamental na definição da microestrutura das ligas de titânio. Parâmetros como aquecimento até a β – *transus*, tempo de permanência na

temperatura de tratamento e taxas de resfriamento controlam diretamente a fração das fases α e β, bem como sua morfologia e a textura cristalográfica do material (SARGENT *et al.,* 2012; LV *et al*., 2022; ZHAO *et al*., 2014; ADAMS & FIELD, 2023). Dessa forma, a combinação entre composição e processamento permite ajustar a microestrutura e, consequentemente, as propriedades do material, possibilitando sua adequação a diferentes aplicações (SOUZA, 2002).

Cabe destacar que, no contexto de aplicações biomédicas, a biocompatibilidade e o desempenho de implantes não dependem apenas da fase predominante (α ou β), mas também de fatores como morfologia, anisotropia, porosidade, além das características de superfície, incluindo passivação, revestimentos e modificações, nesse sentido, o diagrama de fases deve ser considerado em conjunto com estratégias de processamento e modificação de superfície, a fim de prever e otimizar o desempenho (DONG *et al*., 2024; WANG *et al.*, 2023).

As ligas α apresentam boa resistência à corrosão, elevada estabilidade térmica e adequada conformabilidade, sendo também empregadas em aplicações que demandam resistência à fluência e bom desempenho em baixas temperaturas (MANTIONE *et al*., 2020; MARIN & LANZUTTI, 2023).

As ligas α+β, por sua vez, apresentam uma combinação equilibrada das duas fases, permitindo o ajuste simultâneo de resistência mecânica, ductilidade e tenacidade, a microestrutura típica dessas ligas é composta por lamelas ou regiões de α distribuídas em uma matriz β, cuja morfologia depende do processamento termomecânico, influenciando diretamente propriedades como resistência à fadiga e desempenho estrutural (SOUZA, 2002; EL-CHAIKH; DANZIG; MUENTER, 2020; MANTIONE *et al.,* 2020).

Já as ligas β destacam-se por apresentar menor módulo de elasticidade, elevada deformabilidade e boa resistência à corrosão, sendo particularmente promissoras para aplicações biomédicas, nessas ligas, o controle da fração de fases e dos tratamentos térmicos é essencial, uma vez que a precipitação de fases secundárias pode influenciar significativamente a resistência mecânica e a ductilidade (CHRIST & SCHMIDT, 2009; NARITA *et al.,* 2014; BORTOLINI *et al.,* 2023; MANTIONE *et al.,* 2020; MARIN & LANZUTTI, 2023).

As principais características das diferentes classes de ligas de titânio são resumidas na Tabela 3.

Tabela 3 – Comparação entre as principais classes de ligas de titânio (α, α+β e β).

Classe de liga	Fase predominante	Principais elementos	Principais características
α	HCP	Al, O, N, C	Alta resistência à corrosão, boa estabilidade térmica, boa conformabilidade
α+β	HCP + CCC	Al, V, Nb, Ta	Equilíbrio entre resistência, ductilidade e tenacidade, boa fadiga
β	CCC	Nb, Ta, Mo, V	Baixo módulo de elasticidade, alta ductilidade, boa resistência à corrosão

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A partir da comparação apresentada, observa-se que as diferentes classes de ligas de titânio apresentam comportamentos distintos em função da estabilidade de fases e do controle microestrutural. Em termos práticos, as ligas α+β permanecem como as mais versáteis, oferecendo um equilíbrio adequado entre resistência mecânica, ductilidade e tenacidade. Por outro lado, ligas β, especialmente aquelas do tipo metaestável, apresentam grande potencial para redução do módulo de elasticidade sem perda significativa de resistência, desde que a composição química e os tratamentos térmicos sejam adequadamente controlados, enquanto as ligas α tendem a apresentar boa ductilidade e resistência à corrosão, porém com limitações em termos de resistência mecânica quando comparadas às demais classes (EL-CHAIKH *et al.,* 2020; MANTIONE *et al.,* 2020; MARIN & LANZUTTI, 2023; GUCLU, 2013; WANG *et al.,* 2020).

No contexto de aplicações biomédicas, observa-se uma crescente tendência de substituição de ligas convencionais, como a Ti–6Al–4V, devido a preocupações relacionadas à toxicidade de elementos como Al e V (SALVADOR, VAN LANDEGHEM, & ANTUNES 2023). Nesse cenário, ligas β contendo estabilizadores biocompatíveis, como Nb, Ta e Zr, têm se destacado por apresentarem menor módulo de elasticidade e adequada resistência à corrosão, favorecendo a compatibilidade

mecânica com o tecido ósseo. No entanto, a ampla variação composicional dessas ligas pode resultar em diferenças significativas de desempenho, incluindo biocompatibilidade, comportamento tribológico e resistência mecânica, o que reforça a necessidade de seleção criteriosa da composição e das condições de processamento para cada aplicação específica (SENOPATI *et al.,* 2025; BOCCHETTA *et al.,* 2021; IIJIMA *et al.,* 2006; SKUBISZ *et al.,* 2014).

Com base nessas características, ligas β de titânio desenvolvidas com elementos biocompatíveis, como Nb, Ta e Sn, vêm sendo amplamente estudadas como alternativas às ligas convencionais de titânio para aplicações biomédicas. A combinação desses elementos permite não apenas a estabilização da fase β, mas também o ajuste de propriedades mecânicas e químicas, especialmente a redução do módulo de elasticidade e o aumento da resistência à corrosão, características desejáveis para aplicações biomédicas.

2.3.3.1 A liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn

A liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn consiste em uma composição quaternária derivada das ligas de titânio, obtida pela adição controlada de Ta, Nb e Sn, elementos que desempenham papel fundamental na modificação das propriedades físicas, mecânicas e químicas do material.

As ligas quaternárias são sistemas metálicos formados pela combinação de quatro elementos, nos quais a introdução de um quarto componente permite maior flexibilidade no ajuste da microestrutura e, consequentemente, na otimização de propriedades como módulo de elasticidade, resistência à corrosão, dureza, biocompatibilidade e estabilidade de fases.

No contexto dos biomateriais metálicos, essas ligas têm se destacado por possibilitarem o equilíbrio simultâneo de propriedades críticas para aplicações em implantes. Em particular, sistemas baseados em Ti contendo múltiplos estabilizadores da fase β, como Nb e Ta, apresentam potencial para a obtenção de módulos de elasticidade mais próximos ao do tecido ósseo, além de elevada resistência mecânica e boa resistência à corrosão.

O desenvolvimento dessas ligas envolve o controle da formação de fases indesejadas, como a fase ω, bem como a prevenção da ocorrência de fases metaestáveis sob determinadas condições de processamento, especialmente em

técnicas avançadas como a manufatura aditiva (TIRFE *et al.,* 2025; CALAZANS NETO *et al.,* 2024; ZHANG *et al.,* 2018). O entendimento da interação entre os elementos de liga e o titânio depende de princípios termodinâmicos e da interpretação de diagramas de fase, essas abordagens permitem prever a estabilidade das fases e orientar o desenvolvimento de composições com desempenho otimizado para as diferentes aplicações (RAVI *et al.,* 2016; AGUILAR *et al.,* 2020).

A microestrutura da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn é caracterizada pela presença de fases beta e uma distribuição heterogênea de elementos de liga (RAVI *et al.,* 2016). O Ta e o Nb atuam como estabilizadores da fase β, apresentando alta biocompatibilidade e excelente resistência à corrosão; no caso do tântalo, essa resistência é favorecida pela formação de uma camada de óxido de titânio (V) (Ti_2O_5) na superfície, enquanto o nióbio oferece resistência à corrosão superior à do titânio puro (BORTOLINI *et al.,* 2023). Além disso, o estanho desempenha um papel na alteração da microestrutura, ajudando a ajustar a liga para atender a exigências específicas de resistência mecânica e biocompatibilidade (SILVA *et al.,* 2023). A combinação desses elementos resulta em um material que equilibra propriedades críticas — especialmente a redução da diferença de rigidez entre o metal e o osso, a estabilidade química em ambiente fisiológico, capacidade de suportar cargas cíclicas (KHALID, 2023).

A liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn apresenta uma combinação equilibrada de dureza, resistência à tração e módulo de elasticidade, de acordo com Bortolini *et al.* (2023), seus valores médios incluem uma resistência à tração em torno de 583 MPa, dureza aproximada de 193 HV e módulo elástico de cerca de 65 GPa. Esse valor é inferior ao observado em ligas tradicionais de Ti, característica vantajosa em aplicações biomédicas que requerem um módulo de elasticidade semelhante ao do osso (SOUZA *et al.,* 2023).

As ligas à base de Ti – β são consideradas uma excelente alternativa às ligas do tipo α e α+β, em comparação com outras ligas de titânio, como Ti–6Al–4V, a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn apresenta vantagens relevantes, principalmente no que diz respeito à biocompatibilidade e às propriedades mecânicas ajustáveis, devido à ausência de elementos não tóxicos (SILVA *et al.,* 2023).

A Tabela 4 apresenta uma comparação entre as ligas Ti–25Ta–25Nb–3Sn e Ti–6Al–4V com relação às suas propriedades mecânicas.

Tabela 4 – Comparação das propriedades mecânicas das ligas Ti–25Ta–25Nb–3Sn, Ti–25Ta–25Nb–5Sn e Ti–6Al–4V.

LIGA DE Ti	FASE	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	DUREZA (HV)
Ti–25Ta–25Nb–3Sn	β (metaestável)	65	193
Ti–25Ta–25Nb–5Sn	β (metaestável)	85	198
Ti–6Al–4V	α+β	110	184

Fonte: Bortolini *et al*., (2023).

Em termos de aplicações, a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn apresenta elevado potencial para substituir ligas metálicas convencionais. Suas propriedades mecânicas dependem diretamente da composição química e das condições de processamento, que influenciam a microestrutura da liga e, consequentemente, seu desempenho em serviço.

A presença de Ta e Nb não só melhora a resistência mecânica, como também aumenta a resistência à corrosão em ambientes biológicos (SOUZA *et al*., 2023; SILVA *et al*., 2023). A resistência à corrosão é próxima à do titânio puro, garantindo a estabilidade do material em contato com tecidos (OH; SHIM; KIM, 2005). O estanho, por sua vez, é conhecido por melhorar a biocompatibilidade das ligas de titânio, o que é um fator crítico para sua utilização em implantes ortopédicos e dentários (KHALID, 2023). Estudos *in vitro* indicam ainda uma interação positiva com células, evidenciando o potencial da liga para aplicações em implantes (SILVA *et al*., 2023).

Apesar das vantagens mecânicas e da reconhecida biocompatibilidade, um dos limites importantes das ligas de titânio é seu comportamento bioinerte, que pode resultar na formação de uma interface fibrosa ao invés de promover uma ligação direta com o tecido ósseo — um aspecto que compromete a osseointegração e prolonga o tempo de estabilização do implante (SOUZA *et al*., 2023). Por isso, o estudo da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn tem se tornado cada vez mais relevante, especialmente quando associada a técnicas de modificação de superfície, como o PEO, capaz de potencializar ainda mais seu desempenho biológico e funcional.

2.4 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIES

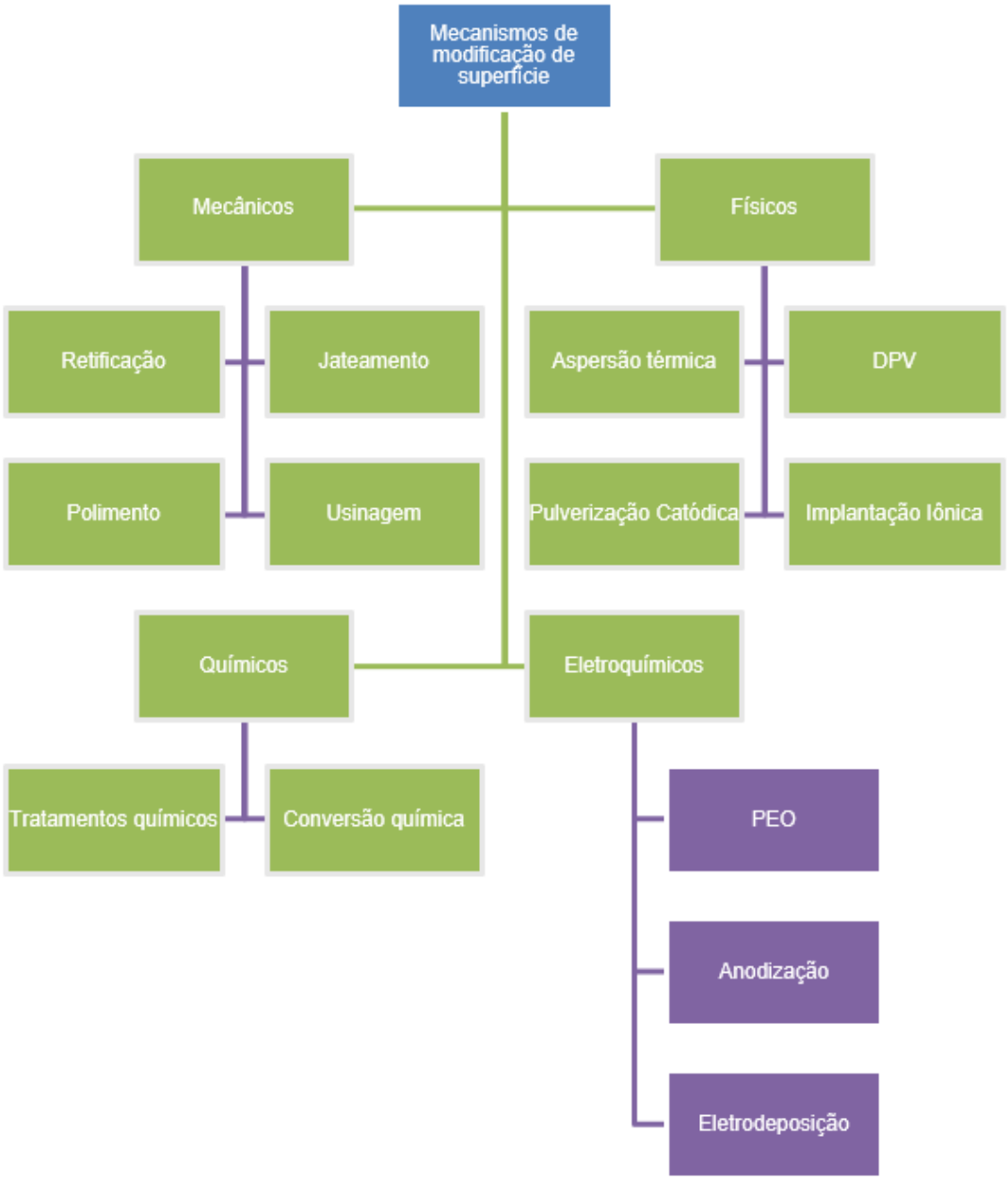
A modificação de superfície constitui uma das principais estratégias para otimizar o desempenho dos biomateriais metálicos, uma vez que a resposta do organismo é fortemente influenciada pelas características da interface entre o material e o meio biológico. Embora esses materiais apresentem propriedades mecânicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade adequadas para aplicações biomédicas, frequentemente é necessário aprimorar propriedades de superfícies, como dureza, resistência ao desgaste, comportamento tribológico e interação biológica. Para isso, tratamentos de superfície são empregados com o objetivo de aprimorar as propriedades da interface sem alterar as características do material base (LI; LIU, 2015).

Os tratamentos que promovem a modificação de superfície desempenham papel essencial na adaptação dos biomateriais às complexidades do ambiente biológico, permitindo aprimorar a adesão celular, a biocompatibilidade e as interações com o tecido hospedeiro. Essas modificações podem ser obtidas por meio da alteração da composição química da superfície, do ajuste de suas propriedades físicas e topográficas ou da aplicação de revestimentos específicos. Como resultado, observa-se a melhoria de características como estabilidade química, hidrofilicidade, resistência à corrosão e ao desgaste, além do aumento da dureza e do desempenho funcional do material (MAHAJAN; SIDHU, 2018).

Com o objetivo de otimizar a interação entre a superfície do biomaterial e o tecido biológico, diversas abordagens têm sido desenvolvidas, com destaque para técnicas capazes de controlar a composição química, a topografia e a energia de superfície, favorecendo uma osseointegração mais rápida e eficiente (PESODE; BARVE, 2021). Entre essas abordagens, destacam-se os revestimentos bioativos, como a hidroxiapatita, e os tratamentos físico-químicos de superfície, que promovem melhorias na bioatividade e na resposta biológica sem comprometer a integridade estrutural do material (LIU *et al.,* 2021).

Em termos de classificação, os tratamentos de superfície aplicados a metais, especialmente ao titânio e suas ligas, podem ser agrupados em métodos mecânicos, físicos e químicos, de acordo com o mecanismo de modificação da superfície, conforme sistematizado no fluxograma apresentado na Figura 7 (ZHANG *et al.,* 2020b).

Figura 7 – Fluxograma de classificação das tecnologias de modificação de superfície do titânio e suas ligas em métodos mecânicos, físicos e químicos.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Cada uma dessas abordagens visa ajustar parâmetros específicos, como rugosidade, composição química, formação de óxidos passivos e resistência ao desgaste. Conceitualmente, essas técnicas buscam ajustar a interface material-tecido, favorecendo a osseointegração, reduzindo a liberação de íons potencialmente tóxicos e aumentando a resistência à corrosão e ao desgaste, sem comprometer as propriedades mecânicas do núcleo do implante (XU *et al*., 2022b; DONG *et al.,* 2024).

Segundo Kurup *et al*. (2021), os métodos mecânicos de modificação de superfície, como retífica, usinagem, jateamento e polimento, utilizam a aplicação de

forças externas para moldar ou tornar rugosa a superfície, permitindo obter a topografia desejada, remover contaminações e favorecer a fixação entre o implante e o tecido ósseo. Obtendo uma superfície aceitável com uma certa rugosidade ou topografia específica, eliminando a contaminação da superfície ou a camada de deformação plástica (ZHAO *et al*., 2014). Os tratamentos mecânicos frequentemente não requerem substâncias químicas perigosas, resultando em um processo de fabricação relativamente simples e seguro (AL-MOSAWI & ABDULSADA, 2024).

Zhang *et al*. (2020b) descreve que, nos métodos químicos, as reações ocorrem diretamente na interface entre os produtos de titânio e o meio ao qual são expostos, seja em solução ou em fase gasosa, nessas condições, as camadas modificadas nas superfícies das ligas de Ti se formam por meio de reações de oxirredução.

Os métodos químicos convencionais envolvem principalmente tratamentos químicos e eletroquímicos. Tratamentos de oxidação — como peróxido de hidrogênio, ácidos, álcalis ou oxidação térmica — podem ser aplicados para remover contaminantes de um sistema, e sua eficácia na modificação da superfície de biomateriais metálicos é atribuída à rapidez de aplicação e à facilidade de execução (THANIGAIVEL *et al*., 2022). Em alguns casos, os tratamentos químicos podem comprometer a resistência mecânica, especialmente se o processo resultar em perda de material ou redução da seção transversal do implante (TIAN *et al*., 2005). Enquanto técnicas como anodização pode criar uma camada de óxido que melhora a resistência à corrosão e promove a adesão célula, por exemplo, a formação de uma camada de TiO_2, que pode ser bioativa e favorecer a osseointegração (CANULLO *et al*.,2014).

Os métodos físicos de modificação de superfície incluem processos como aspersão térmica, deposição física de vapor (DVP) e implantação iônica. Diferentemente dos métodos químicos, esses processos não envolvem reações químicas, sendo a formação da camada, do filme ou do revestimento na superfície do titânio decorrente da energia térmica, cinética ou elétrica empregada durante o tratamento (SOBIESZCZYK, 2010).

Na aspersão térmica, um material na forma de pó é fundido e projetado sobre a superfície previamente preparada do titânio, formando um revestimento. Já a deposição física de vapor baseia-se na vaporização de materiais em ambiente de vácuo, permitindo que átomos ou moléculas se depositem sobre o substrato e originem um filme fino (XUE *et al.,* 2020). Por sua vez, a implantação iônica consiste

na introdução de íons na superfície do titânio, promovendo modificações nas propriedades do material. Esse tratamento pode aumentar significativamente a dureza da superfície e melhorar a resistência ao desgaste e à corrosão (WANG *et al.,* 2011).

A anodização destaca-se por sua capacidade de formar camadas de óxidos com características controladas, promovendo alterações na composição química, morfologia, rugosidade e propriedades funcionais da superfície (RANGEL, 2017). O processo pode aumentar a resistência à corrosão, reduzir a liberação de íons metálicos, melhorar a adesão celular e favorecer a interação com o tecido biológico, contribuindo para o desempenho e a durabilidade dos biomateriais (SELIMIN *et al.,* 2015; ALIPAL *et al.,* 2021).

A anodização convencional é utilizada para aumentar a resistência à corrosão de ligas de titânio por meio da formação de uma camada passiva de óxido. Entretanto, essa técnica produz filmes relativamente finos, com capacidade limitada de incorporar espécies provenientes do eletrólito, restringindo a modificação da composição da superfície, em contrapartida, a PEO permite a obtenção de revestimentos cerâmicos mais espessos e aderentes, com maior capacidade de incorporar íons e partículas do eletrólito, como cálcio e fósforo (Guo *et al.,* 2010; Sikdar *et al.,* 2021). Dessa forma, essa técnica promove alterações simultâneas na morfologia e na composição da superfície, resultando em melhorias na resistência à corrosão, nas propriedades mecânicas e na bioatividade, ampliando seu potencial para aplicações biomédicas (Guo *et al.,* 2010; Sikdar *et al.,* 2021; Salahshouri *et al.,* 2022).

2.4.1 Oxidação eletrolítica a plasma

A oxidação eletrolítica a plasma corresponde a um conjunto de processos que combinam fenômenos eletroquímicos e de plasma para promover reações de alto rendimento, frequentemente sob condições mais brandas de temperatura e pressão em comparação aos métodos convencionais (WANG *et al.,* 2025). A principal característica da oxidação eletrolítica a plasma é a ocorrência de microdescargas plasmáticas durante o tratamento, que a diferencia da eletrólise convencional (SUN *et al.,* 2024). De acordo com Habazaki *et al.* (2012), essas microdescargas elevam localmente a temperatura do revestimento, favorecendo a formação de fases típicas de alta temperatura e a incorporação de espécies provenientes do eletrólito, enquanto

o substrato metálico permanece a temperaturas mais baixas, preservando suas propriedades mecânicas.

A formação do revestimento por oxidação eletrolítica a plasma é um processo multifásico que envolve etapas eletroquímicas, reações associadas ao plasma e difusão térmica de oxigênio, resultando, de modo geral, em uma estrutura composta por uma camada externa porosa, uma região intermediária mais densa e uma fina camada interna compacta (SIKDAR *et al.,* 2021).

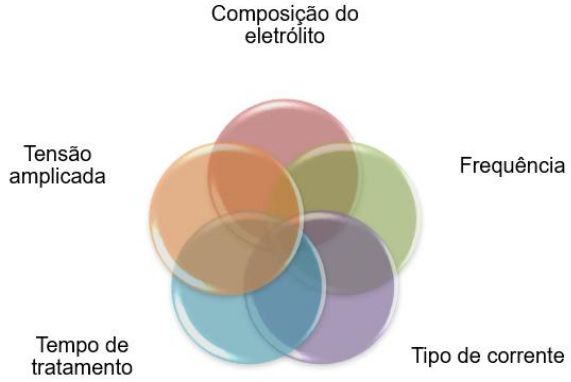
Inicialmente, a peça metálica é imersa em um eletrólito aquoso e conectada como ânodo, enquanto um contraeletrodo inerte atua como cátodo; a aplicação de tensão promove a eletrólise e a formação de uma fina camada de óxido, semelhante à obtida por anodização convencional, à medida que a tensão aplicada ultrapassa um valor crítico, surgem microdescargas na superfície do metal, caracterizadas por elevadas temperaturas locais, que intensificam os processos de oxidação do substrato (SIKDAR *et al.,* 2021). Essas descargas promovem a formação de uma camada de óxido poroso, frequentemente com incorporação de espécies do eletrólito, as quais se solidificam rapidamente em contato com a solução (ZHEVTUN *et al.,* 2022). Como resultado, forma-se um revestimento cerâmico espesso, aderente ao metal base e com propriedades superiores de resistência à corrosão e ao desgaste.

Durante a oxidação eletrolítica a plasma, as microdescargas intensificam a oxidação da superfície e promovem a fusão seguida da solidificação dos óxidos formados, resultando em um revestimento com morfologia tipicamente rugosa e porosa (HRYNIEWICZ, 2018). Essa estrutura favorece a incorporação de espécies químicas provenientes do eletrólito, como cálcio e fósforo, o que pode contribuir para a melhoria da osseointegração em aplicações biomédicas (SIMKA *et al.,* 2009). Apesar da elevada porosidade, os revestimentos apresentam boa resistência à corrosão, uma vez que os poros tendem a ser parcialmente selados por óxidos fundidos, dificultando a penetração de meios agressivos (SIKDAR *et al.,* 2021). Essa técnica é amplamente aplicada a metais leves, como alumínio, magnésio e titânio (HRYNIEWICZ, 2018; RIZWAN *et al.,* 2018), possibilitando a formação de camadas cerâmicas com elevada dureza e resistência à corrosão, especialmente quando empregada sob condições controladas e com eletrólitos adequados.

As características do revestimento obtido por oxidação eletrolítica a plasma dependem diretamente dos parâmetros de processamento, como tensão aplicada,

densidade de corrente, composição do eletrólito e tempo de tratamento, conforme apresentado na Figura 8.

Figura 8 – Principais parâmetros que influenciam o processo de PEO.



Fonte: PESODE & BARVE (2021).

O desempenho mecânico dos revestimentos obtidos, incluindo dureza, adesão e resistência ao desgaste, está diretamente relacionado à composição do substrato, à espessura da camada e às condições de processamento, como o regime de descarga e a porosidade. A cinética de crescimento, a distribuição de fases e a microestrutura do revestimento são altamente sensíveis ao equilíbrio entre tempo de processamento, tensão aplicada e composição do eletrólito, influenciando diretamente as propriedades finais (SCHNEIDER, KREMMER & HÖHN, 2016).

O ajuste de parâmetros elétricos, como frequência, *duty cycle* e densidade de corrente, permite obter revestimentos com menor porosidade, maior aderência e menor densidade de defeitos, aumentando a eficiência da proteção contra processos corrosivos (LAN *et al.,* 2022).

A composição do eletrólito exerce papel determinante na qualidade e funcionalidade do revestimento. Eletrólitos à base de fosfatos e silicatos tendem a gerar camadas com maior bioatividade, enquanto a variação na composição química permite controlar a formação de fases e a incorporação de espécies, impactando diretamente a biocompatibilidade (SIMKA *et al*., 2009; RAKHADILOV & BAIZHAN, 2021). Além disso, o aumento da concentração iônica pode intensificar a corrente no sistema, favorecendo a formação de camadas mais espessas e com maior resistência à corrosão (SIKDAR *et al.,* 2021).

Os parâmetros elétricos, como tensão e densidade de corrente, também desempenham papel fundamental na definição das características do revestimento.

Tensões mais elevadas tendem a favorecer a formação de camadas mais compactas, enquanto densidades de corrente excessivas podem levar a descargas instáveis e à formação de estruturas heterogêneas (SIKDAR *et al.,* 2021). A densidade de corrente, em particular, influencia diretamente a intensidade das descargas de plasma e a energia do sistema, afetando tanto a velocidade de crescimento da camada quanto suas propriedades mecânicas e químicas (PEZZATO, 2016). Adicionalmente, o uso de diferentes modos de corrente, incluindo pulsos anódicos e catódicos, permite um controle mais refinado da morfologia e da estrutura do revestimento (HUSSEIN *et al.,* 2011).

O tempo de processamento exerce influência direta na espessura e na microestrutura do revestimento. À medida que o processo avança, as descargas tornam-se mais intensas e duradouras, favorecendo o crescimento da camada cerâmica. Tempos mais longos tendem a resultar em revestimentos mais espessos e, em muitos casos, mais robustos, além de promoverem o desenvolvimento de morfologias mais complexas e a formação de novas fases na camada de óxido (TRIVINHO-STRIXINO *et al.,* 2023; MA *et al.,* 2016).

O regime de alimentação elétrica no processo de oxidação eletrolítica a plasma pode ser classificado como corrente contínua (DC), corrente alternada (AC), corrente pulsada unipolar ou pulsada bipolar, sendo que cada configuração exerce influência direta sobre o crescimento da camada, a distribuição das microdescargas e as propriedades finais do revestimento (SIKDAR *et al.,* 2021; ROGOV *et al.*, 2017; MONETTA *et al.,* 2020).

De modo geral, o regime em corrente contínua tende a produzir revestimentos mais porosos e com menor controle das descargas, enquanto regimes alternados e, principalmente, pulsados favorecem uma distribuição mais homogênea das microdescargas, resultando em camadas mais densas e uniformes (SIKDAR *et al.,* 2021; ROGOV *et al.,* 2017, MONETTA et al., 2020). No caso da corrente alternada, a inversão de polaridade contribui para a interrupção da polarização do eletrodo e para o controle de descargas de alta intensidade, reduzindo a ocorrência de arcos localizados (SIKDAR *et al.,* 2021; ROGOV *et al.,* 2017). O regime de corrente pulsada, por sua vez, permite um controle mais preciso da energia fornecida ao sistema, especialmente por meio do ajuste de parâmetros como frequência e *duty cycle*. Esse controle favorece a formação de revestimentos mais homogêneos, com menor incidência de defeitos e melhor estabilidade do processo (SONG *et al.,* 2013). Além

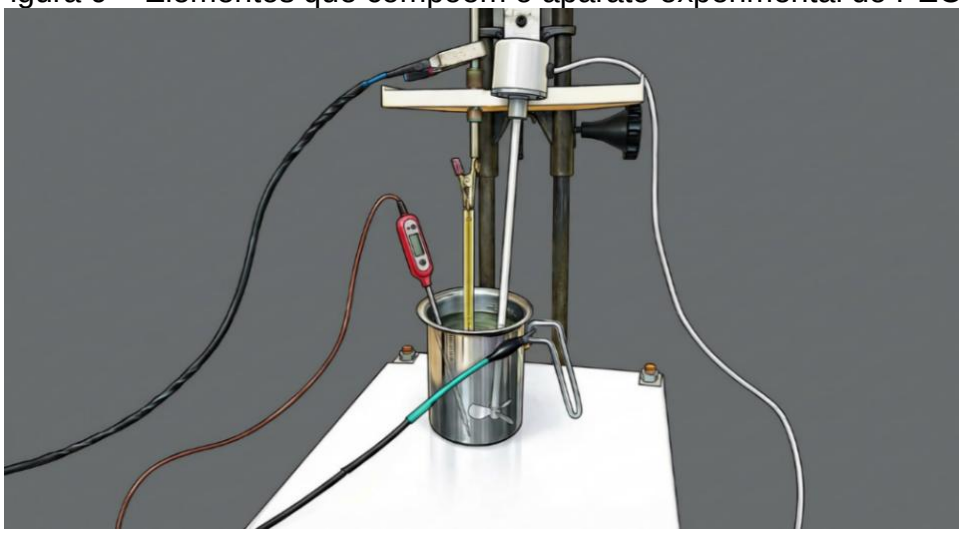
disso, estudos envolvendo ligas de Ti, Al e Mg indicam que a aplicação de pulsos pode reduzir picos de temperatura, promover uma distribuição mais uniforme das descargas e favorecer a incorporação de espécies provenientes do eletrólito, resultando em melhorias na densidade, adesão e propriedades funcionais dos revestimentos (MARTINELLI *et al.,* 2023; MONETTA *et al.,* 2020).

Além dos parâmetros principais, outros fenômenos também influenciam a formação do revestimento, como a geração de bolhas de gás, a galvanoluminescência, a temperatura local do plasma, a eletroforese de partículas no eletrólito e a energia consumida durante o processo (SIKDAR *et al.,* 2021). A interação entre esses fatores evidencia a elevada complexidade da oxidação eletrolítica a plasma, cuja versatilidade permite ajustar as propriedades do revestimento de acordo com a aplicação desejada.

Portanto, a morfologia, a densidade de poros e a composição das camadas formadas dependem fortemente tanto da formulação do eletrólito quanto do regime elétrico aplicado. Pequenas variações nesses parâmetros podem resultar em alterações significativas na adesão, porosidade e desempenho mecânico e corrosivo dos revestimentos, o que reforça a necessidade de controle rigoroso do processo e de caracterização detalhada para aplicações biomédicas específicas (FU *et al.,* 2019; HRYNIEWICZ, 2018).

A Figura 9 apresenta os principais elementos que compõem o aparato experimental utilizado na oxidação eletrolítica a plasma, destacando os componentes essenciais para a realização do processo.

Figura 9 – Elementos que compõem o aparato experimental do PEO.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

O sistema do processo de oxidação eletrolítica a plasma é composto basicamente por uma fonte de alimentação de alta tensão e corrente, responsável por fornecer a energia necessária para iniciar e sustentar as microdescargas; uma célula eletroquímica contendo o eletrólito; e o conjunto de eletrodos, no qual o material a ser tratado atua como ânodo e um contraeletrodo inerte como cátodo (SIMKA *et al.,* 2010).

Adicionalmente, o sistema pode incluir componentes auxiliares, como mecanismos de agitação e controle térmico do eletrólito, bem como unidades de monitoramento e controle de parâmetros operacionais, como tensão, densidade de corrente, tempo e temperatura, fundamentais para garantir a estabilidade do processo e a reprodutibilidade dos revestimentos obtidos (HRYNIEWICZ, 2018).

A configuração do aparato experimental pode variar conforme o regime de operação e as condições de processamento adotadas, influenciando diretamente a dinâmica das microdescargas e, consequentemente, as características do revestimento formado. Fatores como a geometria do eletrodo e a qualidade do contato elétrico exercem papel relevante na distribuição das descargas e na uniformidade da camada obtida (HRYNIEWICZ, 2018). Dessa forma, o controle adequado dos elementos do sistema e dos parâmetros operacionais é essencial para a obtenção de revestimentos com propriedades ajustadas às exigências requeridas no projeto.

2.5 TÉCNICAS DE CARACTERIZAÇÃO DE SUPERFÍCIES

A caracterização de superfície constitui uma etapa indispensável após processos de modificação, uma vez que permite investigar as alterações estruturais, químicas e topográficas induzidas no material. Essas análises são fundamentais para correlacionar as condições de processamento com as propriedades obtidas e, consequentemente, com o desempenho funcional.

No caso de superfícies modificadas por oxidação eletrolítica a plasma, a caracterização torna-se ainda mais relevante, uma vez que as propriedades finais do material dependem diretamente da morfologia, da composição química, da estrutura cristalina e da espessura das camadas formadas (SILVA *et al.,* 2024). Assim, a utilização de técnicas complementares é essencial para uma compreensão abrangente dessas características.

A análise morfológica é geralmente realizada por microscopia óptica (MO) e, de forma mais detalhada, por microscopia eletrônica de varredura (MEV), que

permite avaliar a topografia, a distribuição de poros e a homogeneidade da superfície. Quando associada à espectroscopia de energia dispersiva de raios X (EDS), essa técnica possibilita identificar e mapear a distribuição de elementos químicos na superfície e ao longo da espessura do revestimento, evidenciando a incorporação de espécies provenientes do eletrólito (CATORCENO & PADILHA, 2013; KAPŁONEK & NADOLNY, 2013; CREMASCO, 2008; MARQUES *et al.,* 2015).

A estrutura cristalina e as fases presentes nas camadas formadas são investigadas por difração de raios X (DRX), técnica fundamental para identificar diferentes fases de óxidos, bem como compostos resultantes da incorporação de elementos do eletrólito. A análise integrada de DRX com MEV/EDS permite correlacionar microestrutura, composição e estabilidade das fases sob diferentes condições de processamento (CREMASCO, 2008; EDALATI *et al*., 2010; MARQUES *et al.,* 2015).

A topografia e a rugosidade de superfície podem ser avaliadas por perfilometria óptica, técnica que permite a obtenção de informações tridimensionais e a quantificação de parâmetros como altura média, distribuição de poros e textura da superfície, quando combinada com ensaios de molhabilidade, essa abordagem contribui para a compreensão da interação do material com fluidos biológicos e sua influência na osseointegração (PIERETTI, 2016).

A composição química de superfície pode ser complementada por técnicas como a espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), que possibilita a identificação de grupos funcionais e ligações químicas presentes nas camadas de óxido, contribuindo para a análise das modificações químicas induzidas pelo tratamento (WANG *et al.,* 2020).

A microdureza Vickers é uma das técnicas mais empregadas para avaliar as propriedades mecânicas de filmes e revestimentos, permitindo determinar a resistência à deformação plástica localizada. Em revestimentos finos, a escolha da carga de ensaio é fundamental para minimizar a influência do substrato e obter valores representativos da dureza da camada (SOFFRITTI *et al.,* 2021).

A porosidade, a espessura e a composição das camadas são fortemente influenciadas pelos parâmetros de processamento e pela composição do eletrólito, refletindo-se diretamente na adesão interfacial, na resistência à corrosão e no comportamento tribológico. Esses fatores estão associados à densidade, à compacidade e à aderência do revestimento, influenciando o desempenho ao

desgaste (REIS & PANDOLFO, 2015; RODRIGUEZ *et al.,* 2014). Nesse contexto, pequenas variações nas condições de processamento podem resultar em mudanças significativas nas propriedades finais, reforçando a necessidade de uma caracterização detalhada e sistemática (FU *et al.,* 2019; HRYNIEWICZ, 2018).

Dessa forma, a utilização integrada de técnicas como MEV/EDS, DRX, perfilometria, FTIR e microdureza Vickers possibilita uma caracterização abrangente dos revestimentos, permitindo estabelecer relações entre os parâmetros de processamento e as características morfológicas, químicas, estruturais e mecânicas das camadas obtidas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

A metodologia empregada neste trabalho está apresentada de forma esquemática no fluxograma da Figura 10. O desenvolvimento experimental foi conduzido em etapas sequenciais, compreendendo a preparação das amostras, o tratamento de superfície por oxidação eletrolítica a plasma e, por fim, a caracterização estrutural, morfológica e mecânica dos revestimentos obtidos.

Figura 10 – Fluxograma do desenvolvimento do trabalho.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn (% em massa) utilizada neste trabalho foi previamente produzida pelo Grupo de Pesquisa em Processamento e Funcionalização de Materiais para Aplicações Biomédicas (BIoMat – *Biomedical Materials: Processing and Functionalization*) e fornecida na forma de discos cilíndricos. O material foi obtido a partir de metais comercialmente puros de titânio (Ti), tântalo (Ta), nióbio (Nb) e estanho (Sn), com pureza de 99,99% em massa, por fusão em forno a arco sob atmosfera inerte de argônio. Posteriormente, a liga foi submetida a tratamentos térmicos de homogeneização e solubilização, seguidos de forjamento em forja

rotativa, visando à obtenção de uma microestrutura homogênea e de propriedades adequadas para aplicações biomédicas.

Neste estudo, foram utilizadas amostras da liga Ti-25Ta-25Nb-3Sn na forma de discos com aproximadamente 10 mm de diâmetro e 4 mm de espessura, previamente confeccionadas. Para o desenvolvimento deste trabalho, foram utilizados 36 espécimes, conforme apresentado na Figura 11.

Figura 11 – Amostras da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na condição em que foram recebidas para este estudo, na forma de discos previamente cortados.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

3.1.1 Preparo metalográfico

As amostras foram inicialmente submetidas ao preparo metalográfico por meio de lixamento sequencial com lixas de granulação crescente (80, 120, 400, 500, 600 e 800 *mesh*), visando ao aplainamento da superfície e à remoção de irregularidades. Entre cada etapa, foi realizada limpeza em banho ultrassônico, a fim de remover partículas soltas e resíduos abrasivos. Ao final do preparo metalográfico as 36 amostras foram devidamente identificadas e numeradas, sendo posteriormente reservadas, num organizador, para a realização dos tratamentos de superfície, garantindo o controle e a rastreabilidade das condições experimentais de acordo com os parâmetros estabelecidos neste estudo.

3.1.2 Tratamento de superfície

O processo de oxidação eletrolítica a plasma foi realizado utilizando uma fonte de alimentação modelo T2S Technology PS–2, apresentada na Figura 12, operando em regime de corrente pulsada, com *duty cycle* de 60%.

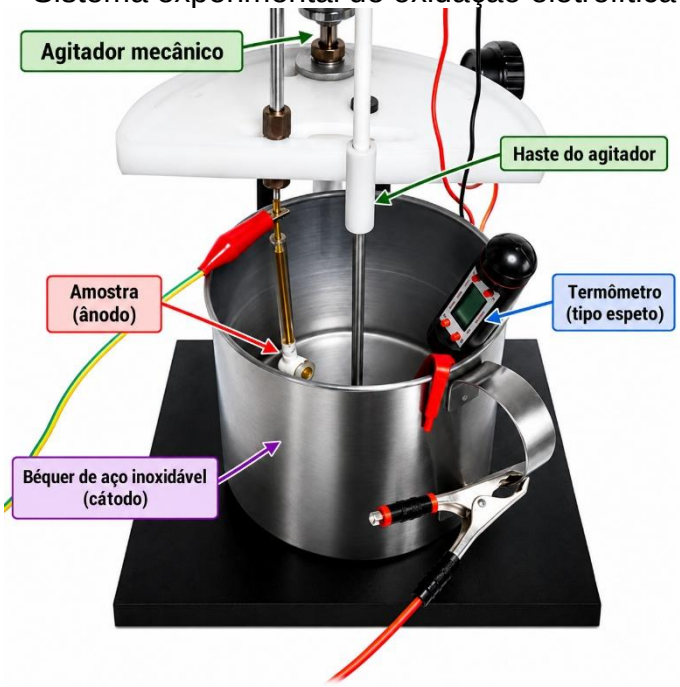
Figura 12 – Fonte de alimentação modelo T2S Technology PS – 2 utilizada no processo de PEO.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A configuração do sistema experimental utilizado para a realização do processo de oxidação eletrolítica a plasma está apresentada na Figura 13.

Figura 13 – Sistema experimental de oxidação eletrolítica a plasma.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

O sistema é constituído por um béquer de aço inoxidável AISI 430, que atua como contra eletrodo (cátodo), com a finalidade de garantir condições adequadas e

estabilidade eletroquímica durante todo o processo. Além disso, o arranjo experimental inclui um termômetro do tipo espeto, utilizado para monitorar a temperatura da solução ao longo do tratamento, e um agitador mecânico, responsável por manter o eletrólito em constante agitação. A cuba utilizada possui capacidade de 2 litros, apresentando aproximadamente 150 mm de diâmetro e 180 mm de altura. Adicionalmente, foi desenvolvido um dispositivo para acomodação das amostras durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma, permitindo que apenas uma de suas faces permanecesse exposta ao eletrólito e, portanto, participasse da formação do recobrimento de óxido, conforme apresentado na Figura 14.

Figura 14 – Dispositivo utilizado para manter as amostras durante o PEO.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Considerando a influência dos parâmetros operacionais na formação e nas propriedades dos revestimentos obtidos por oxidação eletrolítica a plasma, neste estudo foi investigado o efeito da tensão aplicada durante o processamento. Para isso, os tratamentos foram realizados com duração de 6 minutos (360 s), utilizando corrente contínua e três níveis de tensão: 350 V, 450 V e 550 V.

O eletrólito foi constituído por glicerofosfato de cálcio ($CaC_3H_7O_6P$, 0,0042 g/L), acetato de cálcio [$Ca(CH_3COO)_2$, 0,0316 g/L] e fosfato trissódico (Na_3PO_4, 1,56 g/L). Segundo Calvert, Desai e Webster (2014), quando a fonte de alimentação não atinge a tensão desejada, mesmo sob a densidade de corrente especificada, a redução da concentração do eletrólito pode ser empregada para elevar a resistência elétrica da solução. A menor condutividade iônica facilita o estabelecimento de tensões mais elevadas, favorecendo a ocorrência de microdescargas mais estáveis e homogêneas. Como resultado, o processo torna-se mais controlado ao longo do tratamento, contribuindo para a formação de revestimentos de óxido com melhores características.

O experimento foi realizado em um total de 36 amostras, sendo 9 destinadas ao controle, sem qualquer tratamento, e as 27 restantes submetidas a diferentes valores de tensão durante o processo: 9 amostras a 350 V, 9 amostras a 450 V e 9 amostras a 550 V.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DO REVESTIMENTO

A caracterização dos revestimentos obtidos é fundamental para compreender suas características morfológicas, químicas, estruturais e mecânicas, bem como sua topografia e molhabilidade. A análise detalhada permite avaliar aspectos como espessura, uniformidade, composição elementar, porosidade e adesão, que influenciam diretamente o desempenho do material. Além disso, essas análises permitem identificar falhas no processo de deposição e propor melhorias que contribuam para o aprimoramento do desempenho do material.

Nesse contexto, análises de espessura, uniformidade, composição elementar, porosidade e adesão permitem relacionar diretamente esses atributos às exigências específicas. Para a caracterização do revestimento obtido nesse estudo foram propostas as seguintes técnicas:

- Ângulo de contato;
- Difração de Raios X (DRX);
- Ensaio de *Foucault*;
- Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X (EDS);
- Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR);
- Microdureza Vickers;
- Microscopia Óptica;
- Microscopia Eletrônica de Varredura;
- Perfilometria de Contato.

Com base nessas técnicas, elaborou-se a Tabela 5, que sintetiza o objetivo de cada método de caracterização e sua aplicação na análise dos revestimentos obtidos por oxidação eletrolítica a plasma, permitindo avaliar suas características morfológicas, químicas, estruturais, topográficas e mecânicas.

Tabela 5 – Descrição das técnicas propostas na caracterização do revestimento e a finalidade de cada procedimento analítico.

TÉCNICA	ATRIBUIÇÃO
Ângulo de Contato	Avaliar a molhabilidade da superfície
Difração de Raios X	Identificar as fases cristalinas presentes no revestimento e avaliar a formação de óxidos e compostos cristalinos.
Ensaio de Foucault	Medição de espessura da camada formada
Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X	Analisar a composição elementar do revestimento
Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier	Verificar a formação de espécies químicas provenientes do eletrólito e avaliar ligações químicas presentes no revestimento
Microdureza Vickers	Determinar alterações na dureza em relação ao substrato
Microscopia Óptica	Observar a morfologia da superfície em baixa e média ampliação, incluindo homogeneidade e presença de defeitos visíveis
Microscopia Eletrônica de Varredura	Analisar a microestrutura e topografia do revestimento com maior resolução, identificando porosidade, microfissuras e detalhes da superfície
Perfilometria de Contato	Medir rugosidade da superfície

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Para os resultados passíveis de análise estatística, os dados foram analisados utilizando o software PAST (versão 4.03). Inicialmente, a normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Shapiro–Wilk e a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene. As comparações entre os grupos foram realizadas por análise de variância (ANOVA) de um fator, seguida do teste post hoc de Tukey, quando aplicável. Nos casos em que foi constatada heterogeneidade das variâncias, utilizou-se a ANOVA de Welch. Em todas as análises, adotou-se nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

3.2.1 Ângulo de Contato

O ensaio de ângulo de contato fornece uma indicação imediata da molhabilidade de uma superfície por um determinado líquido. No entanto, é sensível às condições da superfície, como limpeza, contaminação e rugosidade. Em muitos casos, ele permite diferenciar superfícies hidrofílicas de hidrofóbicas, funcionando como um indicador rápido da qualidade do tratamento e de alterações na superfície (SHAR *et al.,* 2023). Neste estudo, o ângulo de contato foi determinado utilizando água deionizada como líquido e o goniômetro Ramé-Hart, modelo Goniometer 300 F1, conforme ilustrado na Figura 15.

Figura 15 – Goniômetro Ramé-Hart Model 300 F1 utilizado para as medições de ângulo de contato.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

As análises foram conduzidas em amostras distintas para cada condição de tensão, em três períodos após o tratamento: 24 horas, 30 dias e condição envelhecida, permitindo avaliar a evolução das propriedades do material ao longo do tempo. A condição denominada envelhecida refere-se às amostras avaliadas após um período superior a 180 dias da realização do tratamento, durante o qual permaneceram armazenadas sob condições atmosféricas ambiente. Para realização das análises, foi selecionado um disco representativo de cada condição experimental de tensão.

3.2.2 Difração de Raio X (DRX)

A difração de raios X é uma das principais técnicas empregadas na caracterização estrutural de materiais, fornecendo informações sobre a composição de fases, a estrutura cristalina e as alterações promovidas por diferentes condições de processamento. A identificação das fases cristalinas presentes no revestimento contribui para a compreensão de sua formação e para o estabelecimento de correlações entre processamento, microestrutura e propriedades do material (SILVA, 2020; PIZZATTO *et al.,* 2021).

A análise de difração de raios X foi realizada utilizando um difratômetro Panalytical X'Pert PRO, localizado no Laboratório Multiusuário de Caracterização de Materiais (LCMAT), na UNESP – Campus Sorocaba. As medidas foram conduzidas com radiação CuKα (λ = 1,5406 Å), operando com tensão de 40 kV e corrente de 30 mA. Os difratogramas foram coletados na faixa de 2θ entre 10° e 90°, com passo de varredura de 0,02° e tempo de aquisição de 1 s por passo, em modo de varredura contínua, à temperatura ambiente.

Os dados experimentais foram processados utilizando o software OriginPro 2025b Learning Edition. A interpretação dos difratogramas foi realizada com base na posição, intensidade e perfil dos picos de difração. A identificação das fases cristalinas foi conduzida por comparação dos picos observados com padrões cristalográficos e difratogramas reportados na literatura para a fase β do titânio, característica da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, utilizando como referência as bases Crystallography Open Database (COD) e International Centre for Diffraction Data (ICDD/PDF).

O software Match! version 4.2 Build 352 (Crystal Impact) foi empregado como ferramenta auxiliar para a visualização dos difratogramas e apoio à identificação das fases cristalinas. A análise dos resultados foi realizada por meio da comparação qualitativa entre os difratogramas experimentais e os padrões cristalográficos disponíveis na literatura.

3.2.3 Determinação da Espessura do Revestimento por Correntes Parasitas (Foucault)

O método das correntes de Foucault (Eddy Current – EC) é uma técnica de ensaio não destrutivo baseada na indução de correntes elétricas por um campo

magnético alternado em materiais condutores. Variações na espessura, descontinuidades, defeitos, corrosão ou alterações na composição do material modificam a distribuição dessas correntes e, consequentemente, a impedância do sistema, permitindo sua detecção pelo equipamento (BLITZ, 1983). Por esse motivo, o método é amplamente utilizado para estimar a espessura de camadas condutivas, já que os dados coletados podem ser correlacionados diretamente com a espessura do material.

Neste trabalho, foi utilizado o instrumento Instrutherm, modelo ME-250, para a determinação da espessura das camadas formadas. As medições foram realizadas conforme a ISO 2360:2017, que estabelece um método não destrutivo para determinação da espessura de revestimentos não condutores sobre metais condutores não magnéticos. Um disco correspondente a cada condição de tensão foi selecionado com o objetivo de representar as diferentes condições de processamento.

3.2.4 Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR)

A espectroscopia por transformada de Fourier no infravermelho é uma técnica analítica utilizada para medir a absorção de luz infravermelha por uma amostra em função do comprimento de onda ou número de onda. O padrão de bandas de absorção obtido reflete vibrações químicas específicas das ligações presentes na amostra, fornecendo informações detalhadas sobre sua composição química e estrutural. Além disso, a técnica permite avaliar a incorporação de substâncias ativas em revestimentos, sendo amplamente empregada para a identificação de grupos funcionais e o monitoramento de modificações químicas em biomateriais e em superfícies (KOWALCZUK & PITUCHA, 2019).

Nesse trabalho, as análises por espectroscopia no infravermelho foram realizadas em um espectrofotômetro Perkin-Elmer Spectrum System 100 (Figura 16).

Figura 16 – Espectrofotômetro Perkin-Elmer Spectrum System 100 utilizado para as análises.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Os espectros FTIR foram obtidos para as três condições de tensão aplicadas durante o processo de PEO. Cada espectro foi registrado com 32 varreduras por medida e resolução espectral de 4 cm^{-1}.

3.2.5 Microdureza Vickers

A microdureza Vickers (HV) é determinada pela indentação de um ponto de pirâmide de diamante de base quadrada, com ângulo entre faces de 136°, sob uma carga definida, calculando-se a dureza pela relação:

$$HV = F/A$$

em que F representa a carga aplicada (em kgf) e A é a área da impressão resultante, função do diâmetro da diagonal medida.

A microdureza *Vickers* possibilita a determinação da dureza em pequenos volumes de material, sendo especialmente indicada para a caracterização de filmes e revestimentos. Essa técnica permite avaliar a influência dos tratamentos na superfície sobre as propriedades mecânicas da camada formada e comparar o comportamento entre a liga sem tratamento e os revestimentos obtidos por PEO, contribuindo para a análise do desempenho dos revestimentos (MOHAMED FADZIL *et al.,* 2014).

Nesta pesquisa, a microdureza da superfície foi determinada utilizando um microdurômetro Shimadzu, modelos 401/402 MVD (Figura 17), equipado com penetrador Vickers em diamante, cuja especificação é V1184 – Wilson Instruments

(Figura 18). Os ensaios foram realizados utilizando carga de 10 N, tempo de permanência de 10 s, e com espaçamento de 2 mm entre as impressões.

Figura 17 – Microdurômetro Shimadzu Models 401/402 MVD utilizado nos ensaios de microdureza Vickers.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Figura 18 – Penetrador Vickers em diamante utilizado nos ensaios de microdureza.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

As medições foram realizadas aplicando-se carga controlada sobre a superfície das amostras, registrando-se as diagonais das indentações para o cálculo da dureza HV. Foram realizados três ensaios em cada amostra para diferentes condições de tensão, além da amostra controle.

3.2.6 Microscopia Óptica

A microscopia óptica permite a observação da microestrutura e da morfologia da superfície dos materiais por meio da interação da luz com sistemas de lentes. Na caracterização de revestimentos, essa técnica possibilita a avaliação de aspectos como homogeneidade, porosidade, espessura aparente e interface entre o revestimento e o substrato, além de complementar as informações obtidas por técnicas de maior resolução, como a microscopia eletrônica de varredura (SANCHIS, 2024).

Para essa análise, foi selecionado um disco representativo de cada condição de tensão, os quais foram examinados em um microscópio óptico de luz refletida Axio Imager Z2m (Zeiss), apresentado na figura 19. As observações foram realizadas com ampliação de 5x, de modo a abranger uma maior área da superfície recoberta.

Figura 19 – Microscópio óptico de luz refletida Axio Imager Z2m (Zeiss) utilizado nas análises microestruturais das amostras.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

3.2.7 Microscopia Eletrônica de Varredura / Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X

A caracterização morfológica dos revestimentos foi realizada por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Essa técnica fornece imagens da superfície com alta resolução, permitindo avaliar características como morfologia, uniformidade do revestimento, porosidade, tamanho e distribuição dos poros, além da presença de defeitos na superfície, como trincas e descontinuidades. Dessa forma, o MEV constitui uma importante ferramenta para a caracterização de revestimentos, fornecendo evidências visuais da qualidade da camada formada e auxiliando na interpretação das propriedades do material (MORAES *et al.,* 2023).

A composição química dos revestimentos foi determinada por espectroscopia de energia dispersiva de raios X (EDS), acoplada ao microscópio eletrônico de varredura. Enquanto o MEV fornece informações detalhadas sobre a morfologia da superfície e o EDS possibilita a identificação da composição elementar das amostras por meio da detecção dos raios X característicos emitidos quando os átomos são excitados pelo feixe de elétrons do microscópio. O ensaio fornece informações qualitativas e semiquantitativas sobre a distribuição dos elementos químicos em regiões específicas da amostra, com resolução espacial relacionada ao volume de interação do feixe de elétrons no material (REDDY *et al.,* 2023).

A combinação das técnicas de MEV e EDS possibilita correlacionar as características morfológicas e a composição química dos revestimentos, fornecendo informações complementares para sua caracterização. Dessa forma, é possível confirmar a presença dos elementos constituintes da liga e identificar a incorporação de espécies provenientes do eletrólito durante os tratamentos de superfície (ZHANG *et al.,* 2020a; KELEŞTEMUR; YILDIZ, 2016).

As análises de microscopia eletrônica de varredura foram realizadas nas amostras da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas condições controle e tratadas a 350 V, 450 V e 550 V. Para cada condição experimental, foram obtidas micrografias nas ampliações de 1000 × e 10000 ×, permitindo a análise da morfologia da superfície, assim como da distribuição, do tamanho e da densidade dos poros formados em função dos tratamentos realizados.

As imagens foram obtidas utilizando um microscópio eletrônico de varredura ambiental ZEISS EVO LS15, Figura 20, operando com tensão de

aceleração de 1,5 kV, distância de trabalho (WD) de 8,5 mm, abertura de 30 µm e detector de elétrons secundários (SE1). A análise foi realizada em câmara sob vácuo, com pressão da ordem de 10^{-3} Pa, condição necessária para a adequada propagação do feixe de elétrons e obtenção de imagens com alta resolução. Para a avaliação da morfologia dos revestimentos obtidos por oxidação eletrolítica a plasma, foi selecionado um disco representativo de cada condição de tensão aplicada.

Figura 20 – Zeiss EVO LS 15 com sistemas de EDS e EBSD, disponível no LAIMat – FEG – Unesp.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A comparação entre as imagens obtidas nas diferentes ampliações permitiu verificar as alterações morfológicas promovidas pelo aumento da tensão de tratamento, comparando-se as superfícies tratadas com a amostra controle não tratada.

A interpretação dos espectros de EDS foi realizada de forma comparativa entre as amostras controle e tratadas a 350 V, 450 V e 550 V, buscando identificar tendências relacionadas às modificações na superfície induzidas pelo aumento da tensão aplicada. Além da avaliação dos espectros pontuais, mapas de distribuição elementar podem ser utilizados para verificar a homogeneidade e a localização dos elementos na superfície tratada. Ressalta-se que os resultados obtidos por EDS possuem caráter qualitativo e semiquantitativo, sendo empregados principalmente para complementar as observações morfológicas obtidas por MEV e sustentar a identificação de alterações na superfície decorrentes dos tratamentos.

A quantificação da fração de área de porosidade aparente, correspondente apenas aos poros visíveis na superfície dos revestimentos, foi realizada por meio de análise de imagens utilizando o software ImageJ. As micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn foram previamente recortadas, a fim de eliminar a barra de escala e informações de legenda, sendo então convertidas para escala de cinza e, em seguida, submetidas à binarização, de modo a permitir a distinção entre a matriz metálica e as regiões correspondentes aos poros.

A segmentação das imagens foi realizada por meio da aplicação de limiar (threshold), ajustado de forma a selecionar apenas as regiões escuras associadas aos poros, evitando a inclusão de variações de contraste decorrentes da topografia da superfície.

A fração de área de porosidade foi determinada a partir da razão entre a área ocupada pelos poros e a área total analisada. Para garantir a representatividade dos resultados, foram avaliadas diferentes regiões da amostra, sendo os valores expressos como média das medições obtidas.

3.2.8 Perfilometria de Contato

O ensaio de perfilometria de contato utiliza um rugosímetro equipado com uma ponta de diamante que percorre a superfície da amostra, registrando seu perfil topográfico. A partir dos perfis obtidos, são determinados diferentes parâmetros de rugosidade, permitindo a caracterização da topografia de filmes, revestimentos, além de superfícies usinadas.

Nesse estudo, a avaliação da superfície das amostras tratadas foi realizada através de um conjunto composto por um sistema de avaliação portátil da marca Mahr, modelo MarSurf M300, Figura 21. As medições foram realizadas utilizando um apalpador do tipo MarSurf PHT 6-350, com raio de ponta de 2 µm, adequado para análises de superfícies com pequenas irregularidades. Para cada amostra, foram realizadas três medições em regiões distintas da superfície, a fim de garantir a representatividade dos resultados. Os ensaios foram conduzidos em diferentes regiões da superfície de cada amostra, a fim de garantir a representatividade dos resultados. Os parâmetros de medição foram definidos conforme as recomendações do fabricante e a norma ISO 21920, aplicável à caracterização da textura da superfície por perfilometria de contato.

Figura 21 – Sistema utilizado para determinação da rugosidade na superfície das amostras.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Para a caracterização da rugosidade da superfície foram considerados os parâmetros Ra, Rz e Rt. O parâmetro Ra corresponde à rugosidade média aritmética ao longo da linha de medição e é amplamente utilizado na caracterização de superfícies tratadas por PEO, especialmente em biomateriais, por possibilitar a comparação entre diferentes condições de processamento e sua relação com propriedades como molhabilidade, adesão celular e osseointegração (SANTOS *et al.,* 2022; FANGAIA et al., 2024). Os parâmetros Rz e Rt complementam essa avaliação, descrevendo, respectivamente, a altura média entre os picos mais elevados e os vales mais profundos do perfil e a diferença entre o pico mais alto e o vale mais profundo ao longo de todo o comprimento de avaliação, correspondente à altura total do perfil (MIGUEL *et al.,* 2005; RUŽBARSKÝ; MITAL, 2018).

As medições foram realizadas utilizando comprimento de corte (c*ut-off*) de 0,8 mm e comprimento de avaliação de 4,0 mm, correspondente a cinco comprimentos de amostragem. As medidas de rugosidade foram obtidas para a amostra controle e para as amostras tratadas com diferentes valores de tensão no processo, correspondentes a 350 V, 450 V e 550 V.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo apresenta e discute os resultados da caracterização dos revestimentos obtidos por oxidação eletrolítica a plasma sobre a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, avaliando a influência da tensão aplicada nas características das camadas formadas. Para fins comparativos, uma amostra da liga sem tratamento foi empregada como condição controle nos ensaios aplicáveis. Essa condição possibilitou avaliar as modificações promovidas pelo processo de oxidação eletrolítica a plasma em relação ao material não tratado, servindo como referência para a interpretação dos resultados (PHAN *et al.,* 2022).

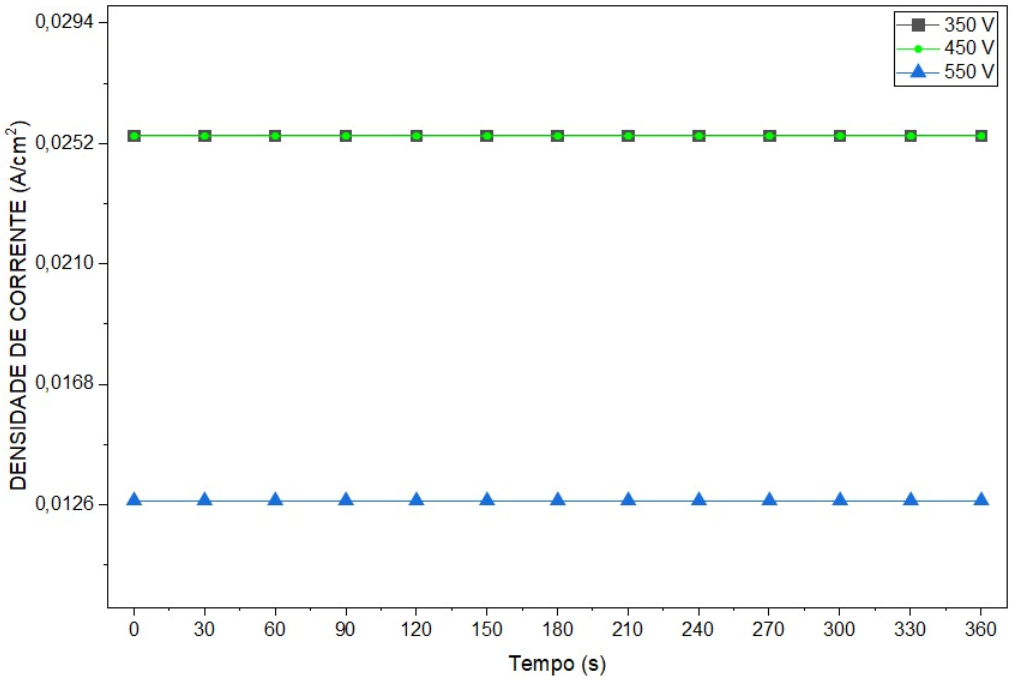
4.1 CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO DE OXIDAÇÃO ELETROLÍTICA A PLASMA

Durante o tratamento por oxidação eletrolítica a plasma, foram registrados os valores de tensão RMS (*Root Mean Square*, ou valor eficaz), tensão máxima (tensão de pico) e corrente elétrica ao longo do tempo. O monitoramento desses parâmetros permitiu avaliar a estabilidade do regime elétrico durante o processamento e compreender sua influência na formação dos revestimentos.

O processo foi conduzido em regime potenciostático, no qual a tensão aplicada constitui o parâmetro controlado, enquanto a corrente elétrica responde às alterações ocorridas na interface metal–eletrólito durante o crescimento da camada de óxido. Observou-se que a tensão apresentou pequenas oscilações em torno do valor nominal estabelecido para cada condição experimental, enquanto a corrente permaneceu aproximadamente constante ao longo do tratamento.

A Figura 22 apresenta a variação da densidade de corrente em função do tempo para as condições de 350, 450 e 550 V. O gráfico foi elaborado a partir dos dados experimentais utilizando o software OriginPro 2025b Learning Edition.

Figura 22 – Variação da densidade de corrente ao longo do tempo durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

As oscilações de tensão observadas são características do processo de PEO e podem ser associadas ao crescimento progressivo da camada de óxido, que atua como barreira dielétrica e influencia diretamente o comportamento elétrico do sistema. Durante o tratamento, a dinâmica entre o crescimento do revestimento e a ocorrência de microdescargas na interface eletrodo–eletrólito resulta em pequenas variações dos parâmetros elétricos, mantendo, entretanto, um regime de processamento estável (TSAI; CHOU, 2021). Esses autores destacam ainda que o controle da corrente é essencial para minimizar instabilidades e favorecer a formação de revestimentos cerâmicos mais homogêneos.

Para caracterizar quantitativamente esse comportamento, foram determinados os valores médios de tensão e corrente elétrica, juntamente com seus respectivos desvios padrão, apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Valores médios de tensão e corrente elétrica, com respectivos desvios padrão, obtidos durante o processo PEO nas condições de 350 V, 450 V e 550 V.

	350 V	**450 V**	**550 V**
Tensão média (V)	351,00 ± 6,86	456,69 ± 8,11	551,54 ± 9,28
Densidade da corrente (A/cm²)	0,02	0,02	0,01

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Observa-se que os valores médios de tensão permaneceram próximos aos potenciais nominais estabelecidos para cada condição experimental. Em relação à corrente elétrica, as condições de 350 e 450 V apresentaram valores médios semelhantes, enquanto a condição de 550 V apresentou menor corrente média. Esse comportamento pode estar relacionado ao aumento da resistência elétrica da camada de óxido formada em tensões mais elevadas, uma vez que revestimentos mais espessos atuam como barreiras dielétricas mais eficientes, limitando a passagem de corrente durante o processamento.

A potência fornecida ao sistema durante o processo está diretamente relacionada à energia disponibilizada para a formação do revestimento. Dessa forma, os valores de tensão e corrente registrados durante os tratamentos foram utilizados para estimar a potência média e a energia total fornecida em cada condição experimental. A partir das curvas obtidas experimentalmente, foi realizada a integração da área sob a curva de potência ao longo do tempo, permitindo calcular a potência média (Pmed) e a energia total do processo, conforme apresentado na Tabela 7.

Tabela 7 – Potência média e energia total obtidas para as diferentes condições experimentais.

	350 V	**450 V**	**550 V**
P_{med} (W)	7,02 ± 0,14	9,07 ± 0,16	5,51 ± 0,09
Energia Total (kJ)	2,52	3,26	1,98

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Observa-se que a condição de 450 V apresentou a maior potência média e a maior energia total fornecida ao sistema, enquanto a condição de 550 V apresentou os menores valores. Esse resultado decorre da menor corrente registrada nessa condição, apesar da maior tensão aplicada, evidenciando que a potência efetivamente fornecida depende da combinação entre ambos os parâmetros.

4.2 MORFOLOGIA E ESTRUTURA DA SUPERFÍCIE

4.2.1 Quantificação da Fração de Área de Poros Aparentes na Superfície

A quantificação da fração de área de porosidade aparente foi realizada por meio da análise de imagens de micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), na ampliação de 1000×, conforme descrito na metodologia. A quantificação da fração de área de porosidade foi realizada no software ImageJ utilizando os mesmos parâmetros de processamento e análise para todas as micrografias, garantindo a padronização do procedimento. Os valores obtidos representam a fração de área de porosidade das micrografias analisadas e foram utilizados para comparação qualitativa entre as diferentes condições experimentais.

A Tabela 8 apresenta os resultados da fração de área de porosidade aparente para a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas condições controle e após tratamento por oxidação eletrolítica a plasma nas tensões de 350, 450 e 550 V.

Tabela 8 – Fração de área de porosidade da superfície obtida por análise de imagens (MEV/ImageJ).

Condição	Porosidade Aparente (%)
350 V	4,49
450 V	3,41
550 V	1,29

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Conforme apresentado na Tabela 8, observa-se que a porosidade aparente varia significativamente em função da tensão aplicada no processo de PEO. A fração de área de porosidade aparente constitui um parâmetro morfológico quantitativo relevante, permitindo avaliar de forma objetiva a evolução da superfície em função das condições de processamento, sendo utilizada para comparar as características morfológicas de revestimentos obtidos por PEO em ligas de titânio (BEILNER *et al.,* 2021; *CHEN et al.,* 2020).

Com a aplicação de 350 V, observou-se um aumento expressivo da porosidade para 4,49%, evidenciando o surgimento de microporos distribuídos na superfície. Esse comportamento está associado ao início da formação da camada porosa induzida pelas microdescargas características do processo de PEO, sendo compatível com mecanismos de nucleação de poros assistidos pelo campo elétrico, conforme descrito na literatura (Beilner *et al.,* 2021; Chen *et al.,* 2020; Li *et al.,* 2021).

Na condição de 450 V, a porosidade foi de 3,41%, apresentando uma redução em relação à condição de 350 V. Esse comportamento indica uma reorganização da superfície, com formação de uma camada mais homogênea e parcialmente densificada. Esse fenômeno pode ser associado ao equilíbrio entre o crescimento do revestimento e a consolidação das estruturas porosas previamente formadas, resultando em menor porosidade aparente, conforme reportado em estudos de PEO em ligas β de titânio (Chen *et al.,* 2020; Li *et al.,* 2021).

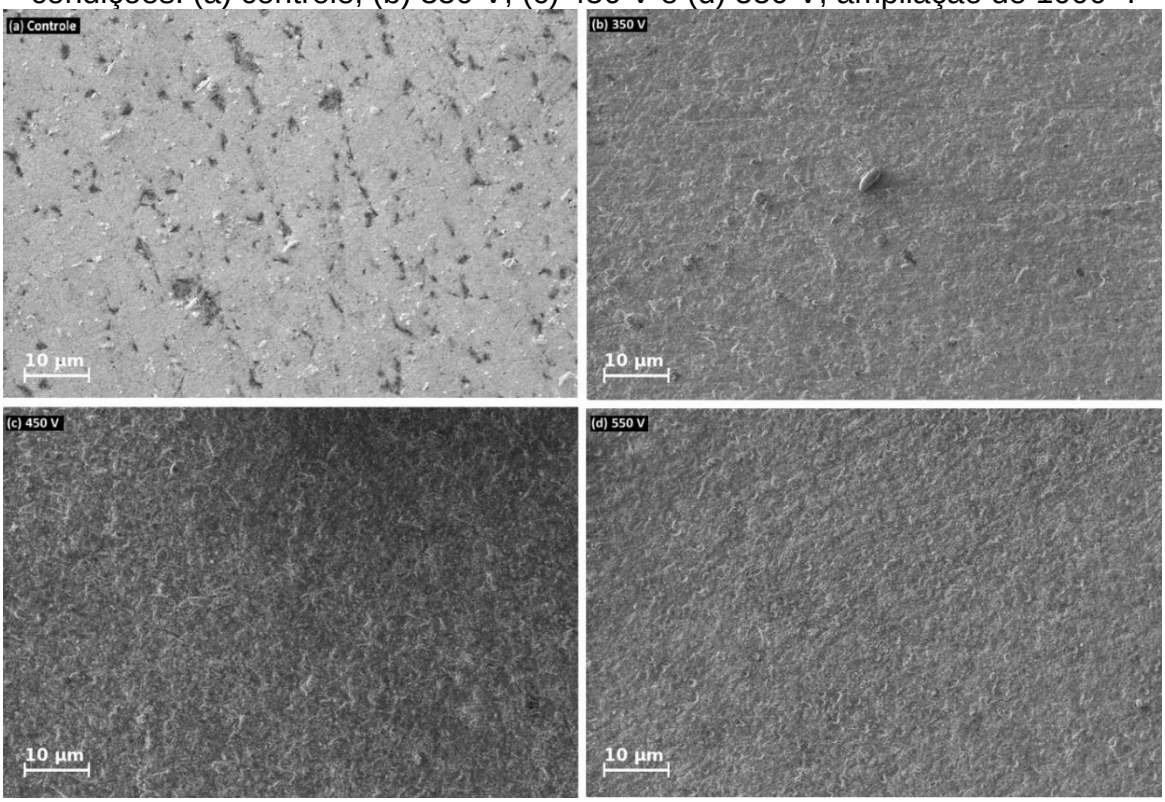
Para a condição de 550 V, observou-se nova redução da porosidade, atingindo 1,29%. Esse resultado indica a formação de uma camada mais densa e compacta, associada ao aumento da energia de processamento, que favorece o fechamento de poros e a densificação da película oxidada. Esse comportamento é consistente com a literatura, que aponta que tensões mais elevadas no processo de PEO promovem reorganização estrutural e aumento da densidade da camada, reduzindo a porosidade (Beilner *et al.,* 2021; Chen *et al.,* 2020; Li *et al.,* 2021).

De forma geral, os resultados evidenciam um comportamento não linear da porosidade aparente em função da tensão aplicada, caracterizado por um aumento inicial seguido de redução em tensões mais elevadas. Esse comportamento reflete a equilíbrio entre os mecanismos de formação de poros, decorrentes da intensidade das microdescargas, e os processos de crescimento, refusão e densificação do revestimento. Em tensões intermediárias, predominam os mecanismos de abertura e expansão dos poros, enquanto, em tensões mais elevadas, a maior energia fornecida

ao sistema favorece a reorganização da camada e o fechamento parcial dessas descontinuidades, resultando em revestimentos mais espessos e compactos.

A Figura 23 apresenta as micrografias obtidas por MEV para as diferentes condições analisadas, permitindo a visualização da evolução da morfologia da superfície e da distribuição dos poros em função da tensão aplicada.

Figura 23 – Micrografias obtidas por MEV da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas condições: (a) controle, (b) 350 V, (c) 450 V e (d) 550 V, ampliação de 1000×.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

4.2.2 Caracterização Morfológica dos Revestimentos por MEV

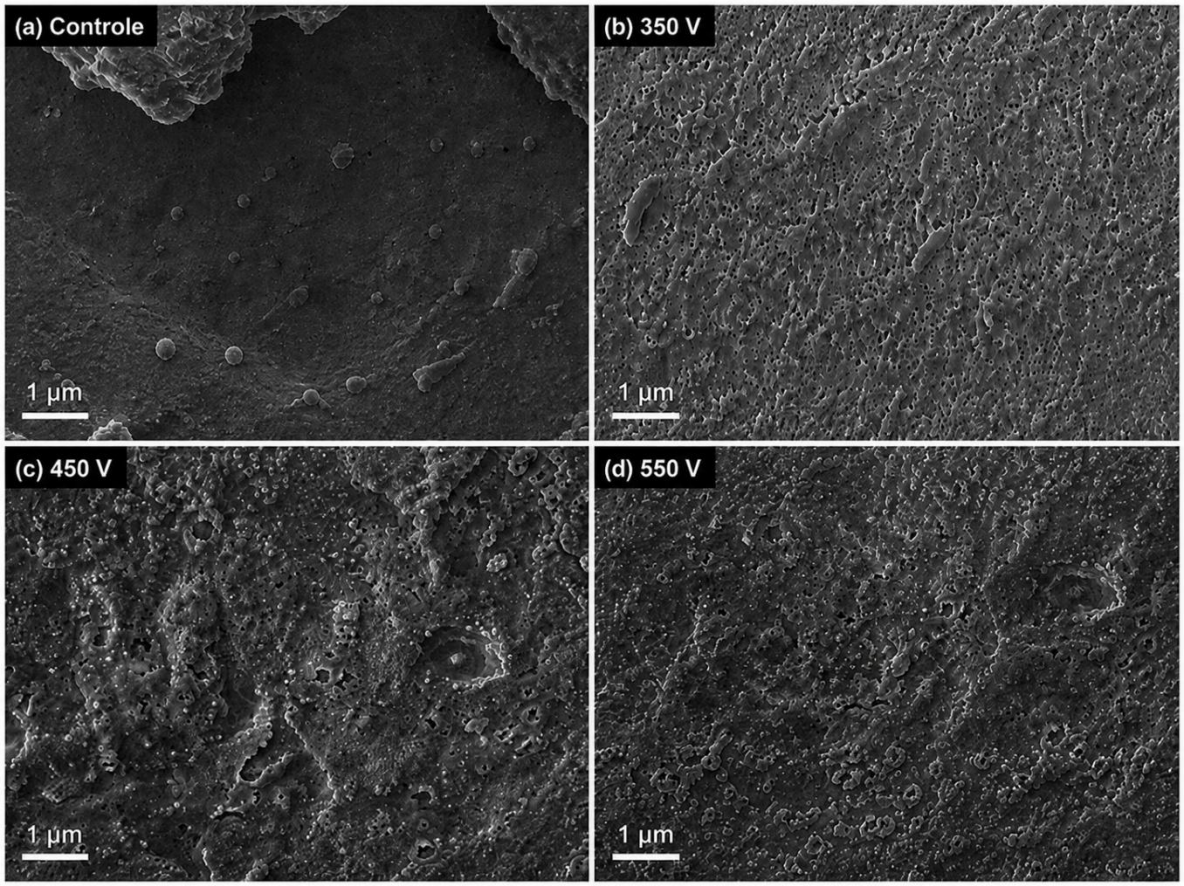
A caracterização da superfície dos revestimentos foi realizada por microscopia eletrônica de varredura (MEV), utilizando ampliações de 1000× e 10000×, para avaliar a morfologia da superfície, bem como o tamanho, a distribuição e a densidade dos poros formados em função das diferentes condições de tratamento.

O uso de diferentes ampliações possibilita uma análise complementar da superfície, sendo a ampliação de 1000× utilizada para a avaliação da distribuição dos poros e posterior quantificação da fração de área de porosidade aparente, enquanto a ampliação de 10000× permite a análise detalhada da morfologia dos microporos,

incluindo sua forma, definição de bordas e características da microestrutura da camada formada. Essa abordagem é amplamente empregada em estudos de PEO em ligas de titânio, permitindo correlacionar a evolução morfológica com os mecanismos de formação da camada e suas propriedades funcionais (Beilner *et al.*, 2021; Chen *et al.,* 2020; Li *et al.,* 2021).

A Figura 25 apresenta as micrografias obtidas por MEV na ampliação de 10000× para as diferentes condições analisadas, permitindo a visualização detalhada da evolução da morfologia da superfície em função da tensão aplicada.

Figura 24 – Micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na ampliação de 10000×: (a) controle, (b) 350 V, (c) 450 V e (d) 550 V.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Na condição controle (Figura 25a), observa-se uma superfície predominantemente lisa e contínua, sem a presença de poros bem definidos, evidenciando apenas pequenas irregularidades e partículas isoladas distribuídas ao longo da superfície. Esse comportamento é característico da liga sem tratamento por

PEO, na qual não ocorre a formação da camada oxidada porosa típica do processo (Beilner *et al.,* 2021; Chen *et al.,* 2020).

Na condição de tratamento com tensão de 350 V (Figura 25b), verifica-se a formação de uma estrutura claramente porosa, caracterizada pela elevada densidade de microporos distribuídos de maneira relativamente homogênea. Os poros apresentam dimensões reduzidas, formatos irregulares e bordas bem definidas, além da presença ocasional de poros de maior diâmetro. Essa morfologia está associada à ocorrência de microdescargas durante o processo de PEO, que promovem fusão localizada e rápida solidificação da superfície, resultando na formação de cavidades e canais característicos da camada oxidada (Li *et al.,* 2021; Beilner *et al.,* 2021).

Na condição de 450 V (Figura 25c), observa-se uma modificação significativa da morfologia da superfície, caracterizada por uma estrutura mais heterogênea, com presença de regiões aglomeradas e regiões formadas por fusão localizada seguida de rápida solidificação. Embora os poros ainda estejam presentes, estes se apresentam menos definidos e, em alguns casos, parcialmente fechados. Esse comportamento indica a ocorrência simultânea de formação de novos poros e reorganização da camada, resultante do aumento da intensidade das microdescargas e da energia de processamento (Chen *et al.,* 2020; Li *et al.,* 2021).

Para a condição de 550 V (Figura 25d), a superfície apresenta aspecto mais compacto e homogêneo, evidenciando uma redução na quantidade de poros abertos. Os poros se apresentaram menos definidos e parcialmente fechados em decorrência da fusão localizada promovida pelas microdescargas do processo de PEO. Esse comportamento está relacionado ao aumento da energia do processo, que favorece a fusão local da superfície e a consequente densificação da camada oxidada (Beilner *et al.,* 2021; Chen *et al.,* 2020).

A Tabela 9 relaciona a fração de área de porosidade aparente obtida por análise de imagens (1000×) com as características morfológicas observadas em maior ampliação (10000×), possibilitando a comparação entre os resultados quantitativos e qualitativos.

Tabela 9 – Morfologia da superfície (10000×) e fração de área de porosidade aparente determinada a partir das micrografias obtidas em 1000×.

Condição	Porosidade Aparente (% área)	Morfologia (10000×)	Interpretação
Controle	0,82	Superfície lisa, sem poros definidos	Superfície homogênea com marcas do preparo metalográfico e pequenas descontinuidades na superfície
350 V	4,49	Elevada densidade de microporos	Formação intensa de poros
450 V	3,41	Estrutura heterogênea, poros parcialmente fechados	Reorganização da camada
550 V	1,29	Superfície mais compacta	Densificação e fechamento de poros

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

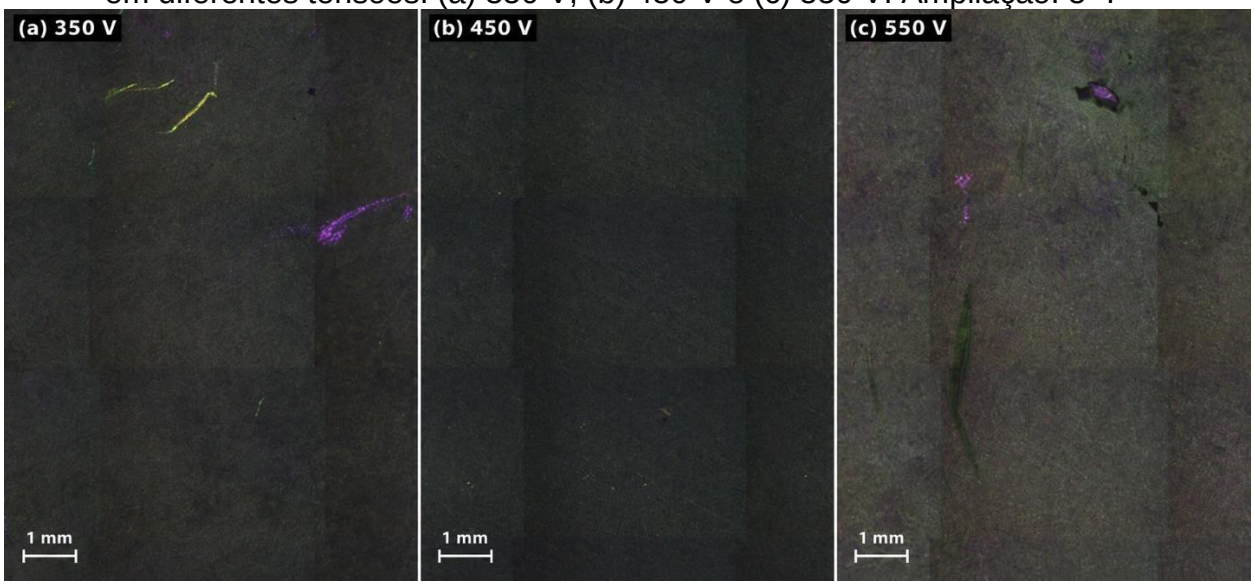
Os resultados demonstram um comportamento não linear da porosidade aparente em função da tensão aplicada, caracterizado por um aumento inicial significativo na condição de 350 V, seguido por redução nas condições de 450 e 550 V. Esse comportamento está diretamente relacionado aos mecanismos de formação da camada durante o processo de PEO, caracterizados pela ocorrência de microdescargas que promovem a formação de poros, seguidas por processos de fusão localizada, reorganização estrutural e posterior densificação da camada em regimes de maior energia, conforme amplamente descrito na literatura para ligas de titânio (Beilner *et al.,* 2021; Chen *et al.,* 2020; Li *et al.,* 2021).

De forma geral, a evolução morfológica observada — caracterizada pela transição de uma superfície compacta (controle) para uma estrutura porosa (350 V), seguida por reorganização (450 V) e densificação da camada (550 V) — está em concordância com os mecanismos descritos na literatura para o processo de PEO em ligas de titânio contendo elementos estabilizadores da fase β, como Ta, Nb e Sn (Beilner *et al.,* 2021; Chen *et al.,* 2020; Li *et al.,* 2021).

4.2.3 Análise por Microscopia Óptica

A morfologia da camada formada após o tratamento por PEO foi analisada por microscopia óptica, e as micrografias obtidas para as condições de 350 V, 450 V e 550 V são apresentadas na Figura 25.

Figura 25 – Micrografias da superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn tratada por PEO em diferentes tensões: (a) 350 V, (b) 450 V e (c) 550 V. Ampliação: 5×.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

As imagens foram obtidas com ampliação de 5× e iluminação polarizada, permitindo a avaliação de áreas mais extensas da superfície do revestimento e a identificação de características relacionadas à homogeneidade, à presença de defeitos e às variações morfológicas.

De modo geral, observa-se que a tensão aplicada durante o processo de PEO exerce influência significativa na morfologia da superfície dos revestimentos. Na condição de 350 V (figura 25a), a superfície apresenta aspecto relativamente homogêneo e contínuo, indicando formação uniforme da camada de óxido. O risco visível corresponde a uma marca intencional utilizada como referência para diferenciação entre o revestimento e o substrato metálico, sendo também empregado em medições de espessura.

Na condição de 450 V (figura 25b), a superfície mantém aspecto globalmente uniforme, porém com variações sutis de contraste ao longo da imagem,

possivelmente associadas a diferenças locais na espessura ou na morfologia do revestimento formado durante o processo de PEO.

Por sua vez, na condição de 550 V (Figura 25c), observa-se maior variação de tonalidade e presença de descontinuidades na superfície, indicando aumento da heterogeneidade da camada. Esse comportamento pode estar relacionado à intensificação das descargas plasmáticas em tensões mais elevadas, favorecendo a formação de regiões mais porosas e irregulares. Esses resultados estão em concordância com a literatura, que relaciona o aumento da tensão no processo de PEO à maior atividade das descargas, promovendo revestimentos mais porosos e heterogêneos, enquanto tensões mais baixas tendem a produzir camadas mais homogêneas, com menor densidade de defeitos aparentes (BEILNER *et al.,* 2021; KURODA *et al.,* 2023; MOHEDANO; MINGO, 2021; HABAZAKI *et al.,* 2007; MITRAN *et al.,* 2015; CAETANO *et al.,* 2021; HUANG *et al.,* 2022).

Cabe ressaltar que a microscopia óptica com ampliação de 5× apresenta limitações quanto à resolução de detalhes finos, como microporos e microtrincas, sendo mais adequada para a análise qualitativa da morfologia da superfície. Dessa forma, as diferenças observadas devem ser interpretadas como tendências macroscópicas.

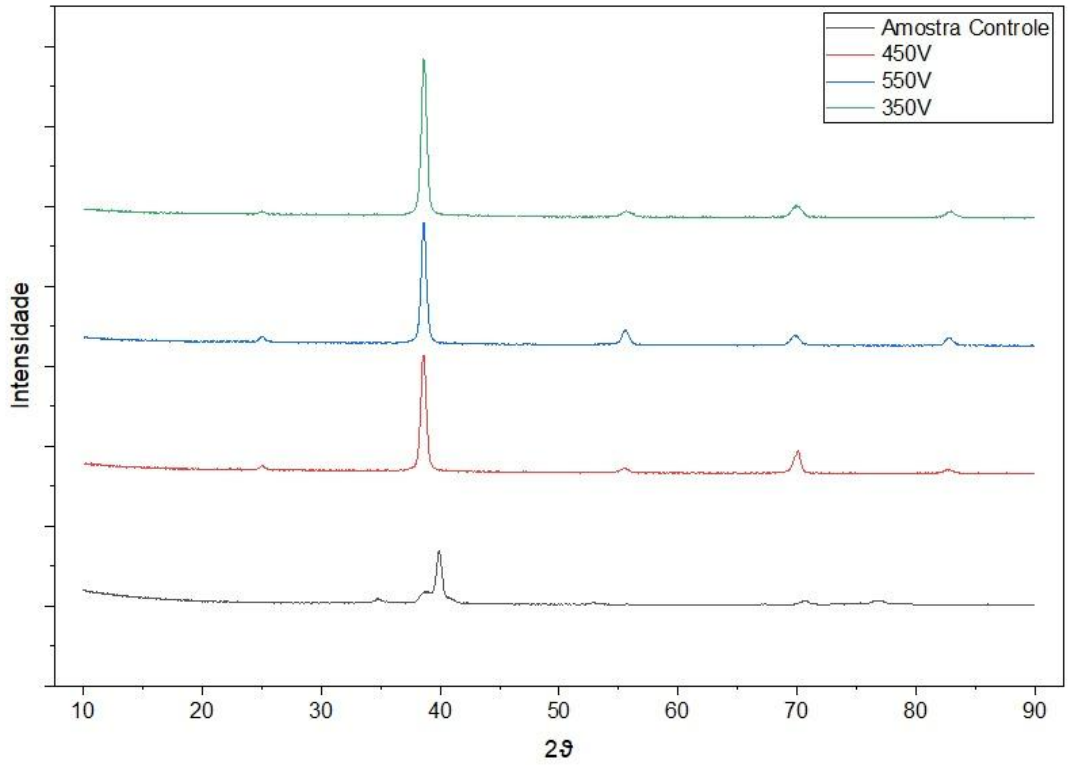
Como a condição controle não apresenta revestimento formado por PEO e sua morfologia da superfície foi adequadamente caracterizada por MEV, optou-se por apresentar, na microscopia óptica, apenas as amostras submetidas ao tratamento, destacando as alterações decorrentes da aplicação das diferentes tensões.

4.3 ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO

4.3.1 Caracterização por Difração de Raios X

A Figura 26 apresenta os difratogramas de raios X da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas diferentes condições avaliadas. A identificação das fases cristalinas foi realizada por comparação com difratogramas reportados na literatura e está apresentada na Tabela 10.

Figura 26 – Difratogramas de raios X da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na condição controle e após tratamento por PEO em diferentes tensões.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A Figura 26 apresenta os difratogramas de raios X da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas diferentes condições avaliadas. Em todas as condições verificou-se a predominância da fase β-Ti, de estrutura cúbica de corpo centrado (CCC), indicando que o tratamento por PEO não promoveu alterações significativas na estrutura cristalina do substrato metálico (CHERNOZEM *et al.,* 2020; BEILNER *et al.,* 2021; THUKKARAM *et al.,* 2020).

Tabela 10 – Associação das principais reflexões observadas nos difratogramas da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn com as fases cristalinas reportadas na literatura.

2θ (°)	Fase	Estrutura cristalina
~38–40	β-Ti	CCC
~55–56	β-Ti	CCC
~69–70	β-Ti	CCC
~82–83	β-Ti	CCC

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Não foram observadas reflexões atribuídas à fase α-Ti, indicando que a liga permanece predominantemente na condição β à temperatura ambiente, comportamento característico de ligas Ti–Nb–Ta em razão do efeito β-estabilizador exercido pelo Nb e pelo Ta

Comparando-se a amostra controle com as amostras tratadas por PEO, observa-se que as posições das principais reflexões permanecem praticamente inalteradas, indicando que o tratamento não promove alterações significativas na estrutura cristalina do substrato. Entretanto, verificam-se pequenas variações na intensidade relativa e no alargamento dos picos, especialmente para as amostras tratadas a 450 V e 550 V. Esse comportamento pode estar relacionado ao crescimento do revestimento, bem como à introdução de tensões residuais, defeitos cristalinos e à redução do tamanho de cristalito decorrentes das descargas plasmáticas características do processo (ABBASI *et al.,* 2022; KURODA *et al.,* 2023).

Embora sejam observadas discretas reflexões de baixa intensidade em algumas regiões do difratograma, sua intensidade não permite a identificação conclusiva de fases secundárias. Assim, a possível presença de óxidos de titânio, como anatase e/ou rutilo, deve ser considerada apenas como uma indicação baseada na literatura, uma vez que revestimentos obtidos por PEO frequentemente

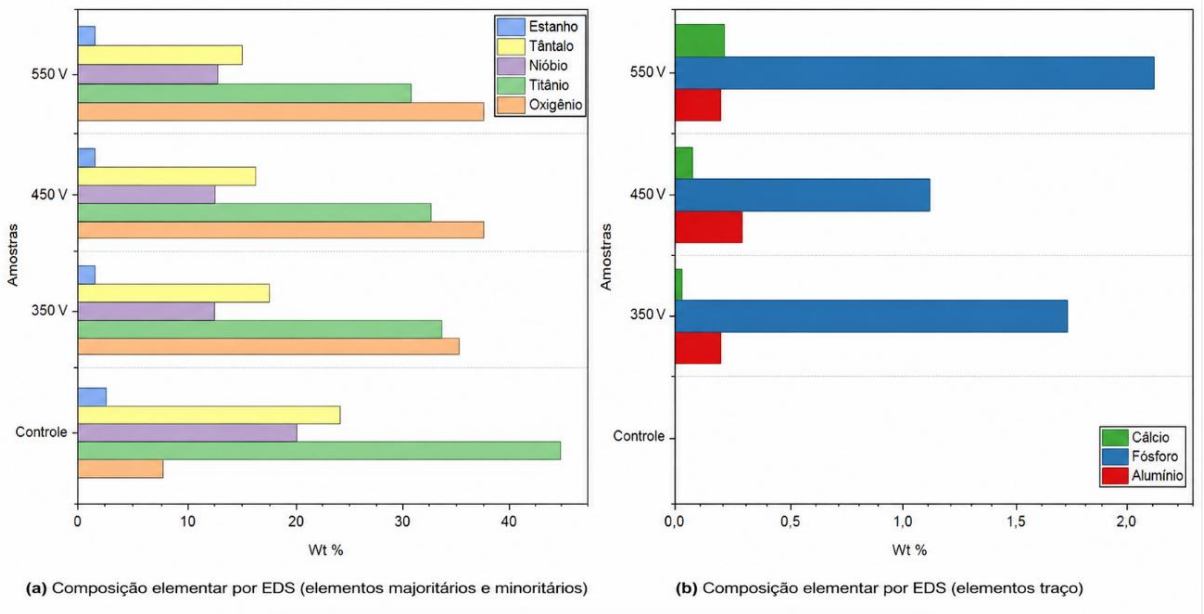
apresentam baixa cristalinidade e espessura reduzida, fazendo com que a contribuição do substrato predomine nos difratogramas (CHERNOZEM *et al.,* 2020; MALINOVSCHI *et al.,* 2019; THUKKARAM *et al.,* 2020; ABBASI *et al.,* 2022).

Os resultados obtidos corroboram os reportados por Malinovschi *et al.* (2019), Thukkaram *et al.* (2020) e Abbasi *et al.* (2022), evidenciando que o tratamento por PEO promove modificações na superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, preservando a predominância da fase β-Ti e a estrutura cristalina do substrato.

4.3.2 Composição química dos revestimentos por EDS

A composição química da superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, foi avaliada por espectroscopia de energia dispersiva nas condições controle e após tratamento em diferentes tensões (350, 450 e 550 V). Os resultados obtidos são apresentados na Figura 27, na forma de gráfico comparativo dos teores dos principais elementos identificados nas superfícies analisadas.

Figura 27 – Composição química da superfície (wt.%) da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas condições controle e após tratamento em diferentes tensões, obtida por EDS.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A Figura 27 apresenta a composição química da superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn nas condições controle e após o tratamento por PEO em diferentes tensões, determinada por espectroscopia por dispersão de energia.

Na condição controle, observa-se a predominância dos elementos constituintes da liga (Ti, Nb, Ta e Sn), com baixo teor de oxigênio, indicando a presença de uma camada passiva natural. Essa camada é composta principalmente por TiO_2, formado espontaneamente na superfície de ligas de titânio em decorrência da exposição ao ambiente, conforme descrito para ligas β de titânio (Bocchetta *et al.,* 2021; Sowa & Simka, 2018).

Após o tratamento por PEO, observa-se aumento no teor de oxigênio na superfície das amostras, evidenciando a formação do revestimento de óxidos. Durante o processo, as descargas plasmáticas promovem reações de oxidação que resultam no crescimento de um revestimento cerâmico poroso, com incorporação de espécies provenientes do eletrólito (Rokosz *et al.,* 2016; Rokosz *et al.,* 2018b; Sowa & Simka, 2018).

Além do oxigênio, verifica-se a incorporação de fósforo (P) e cálcio (Ca), elementos ausentes na liga base e provenientes do eletrólito. A presença desses elementos evidencia a participação do eletrólito na formação do revestimento e sugere a formação de compostos contendo Ca e P, frequentemente associados ao aumento da bioatividade e ao favorecimento da osteointegração em revestimentos obtidos por PEO sobre ligas de titânio (Rokosz *et al.,* 2016; Rokosz *et al.,* 2018a; Sowa & Simka, 2018).

A evolução do teor de oxigênio em função da tensão aplicada é apresentada na Tabela 11.

Tabela 11 – Teor de oxigênio na superfície das amostras obtido por EDS.

Condição	O (wt.%)	Observação
Controle	7,81	Óxido natural
350 V	35,40	Formação intensa
450 V	37,51	Máximo
550 V	35,75	Estabilização

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Como apresentado na Tabela 11, observa-se aumento no teor de oxigênio após o tratamento por PEO, passando de 7,81 wt.% na condição controle para valores superiores a 35 wt.% nas amostras tratadas. Esse resultado confirma a formação de um revestimento rico em óxidos sobre a superfície da liga, evidenciando a incorporação de oxigênio durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma.

A condição tratada a 350 V apresenta aumento no teor de oxigênio em relação à amostra controle, indicando a formação do revestimento de óxidos sobre a superfície da liga, possivelmente constituído por TiO_2 e óxidos de Nb e Ta. Esse comportamento está de acordo com Rokosz *et al.* (2016) e Rokosz *et al.* (2018b), que demonstraram que tensões entre 180 e 450 V favorecem o crescimento progressivo de revestimentos em ligas de titânio, acompanhado pelo aumento da espessura e do grau de oxidação do substrato.

Com o aumento da tensão para 450 V, observa-se elevação adicional no teor de oxigênio, indicando intensificação das reações de oxidação durante o PEO. Nessa condição, a maior densidade de microdescargas também favorece o desenvolvimento de uma superfície mais porosa e a incorporação de espécies provenientes do eletrólito, como fósforo e cálcio, comportamento descrito por Rokosz *et al.* (2018a), Sowa e Simka (2018) e Silva *et al.* (2024).

Na condição de 550 V, embora os teores de oxigênio permaneçam elevados, observa-se pequena variação em relação à condição de 450 V. Esse resultado sugere uma tendência de estabilização da composição química detectada por EDS, indicando que, nessa faixa de tensão, o aumento da energia do processo passa a influenciar predominantemente o crescimento do revestimento e suas características morfológicas, mais do que sua composição química. Comportamento semelhante foi observado por Rokosz *et al.* (2018b), Sowa e Simka (2018) e Silva *et al.* (2024).

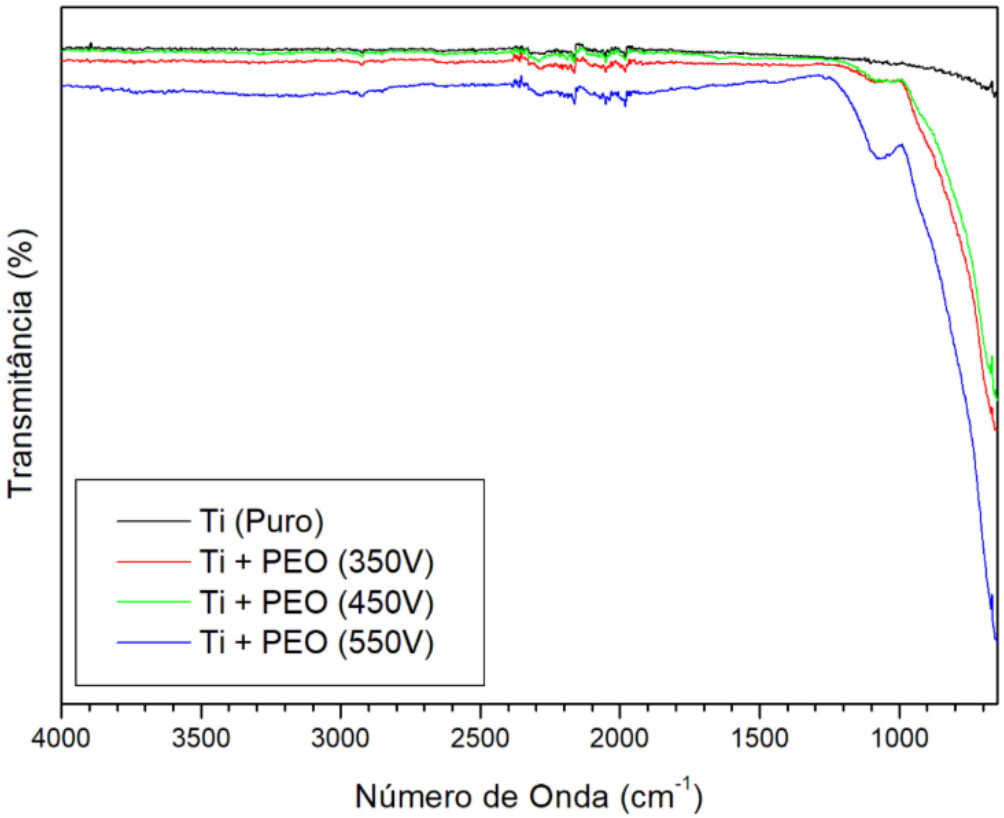
A análise por EDS evidenciou a incorporação de cálcio e fósforo provenientes do eletrólito, confirmando a participação dessas espécies na formação do revestimento. Pequenas quantidades de alumínio também foram detectadas, porém, como esse elemento não compõe a liga nem o eletrólito empregado, sua presença é atribuída a contaminação superficial ou limitações inerentes à técnica de EDS. Em análises por EDS, a detecção de elementos em concentrações traço pode ocorrer em decorrência de contaminações ocasionais, artefatos experimentais ou limitações do próprio método de quantificação, especialmente quando os sinais

apresentam baixa intensidade, não representando necessariamente a composição química efetiva do material analisado (SOMASUNDARAM; KUNJIAPPAN, 2018). Dessa forma, os baixos teores de alumínio observados não foram considerados representativos da composição dos revestimentos e não interferem na interpretação dos resultados.

4.3.3 Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR)

Os espectros de FTIR das amostras controle e tratadas por PEO são apresentados na Figura 29 permitindo a comparação entre as diferentes condições de processamento.

Figura 28 – Espectros de FTIR da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn na condição controle e após tratamento por PEO em diferentes tensões.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Os espectros de FTIR evidenciam comportamento semelhante entre a amostra controle e as amostras tratadas por PEO ao longo da maior parte da faixa espectral analisada, com pequenas variações entre as condições avaliadas. Esse comportamento está de acordo com a literatura, que indica que a espectroscopia no

infravermelho apresenta sensibilidade limitada para a caracterização de superfícies metálicas e revestimentos finos de óxidos, sendo mais empregada na identificação de grupos funcionais em materiais com maior interação com a radiação infravermelha (LUAN & OEHRLEIN, 2019; LIN *et al.,* 2018; PONTE *et al.,* 2014).

As principais diferenças concentram-se na região de baixos números de onda, inferior a aproximadamente 1000 cm^{-1}, na qual as amostras tratadas por PEO apresentam redução da transmitância em relação à condição controle. Entre as condições tratadas, a amostra processada a 550 V apresenta a maior redução da transmitância nessa região, seguida pelas condições de 450 V e 350 V, indicando que o aumento da tensão aplicada influencia a resposta espectral do revestimento.

As alterações observadas nessa faixa espectral podem estar relacionadas à formação de ligações metal–oxigênio (M–O) decorrentes do processo de oxidação eletrolítica a plasma. Estudos relatam que o aumento da tensão aplicada favorece a intensificação das microdescargas e a formação de óxidos, refletindo em modificações nas bandas associadas às ligações M–O (AL-HAWARY *et al.,* 2024; NAGARAJAN & C, 2024; SUN *et al.,* 2015; KANNAN *et al.,* 2018; NIE *et al.,* 2001). Entretanto, os espectros obtidos não apresentam bandas suficientemente definidas para permitir a identificação conclusiva dos compostos presentes.

A interpretação dos espectros deve considerar as limitações da técnica em sistemas metálicos, especialmente em revestimentos finos, nos quais a contribuição do substrato e a sobreposição de bandas dificultam a distinção entre diferentes composições químicas e estados de oxidação (LUAN & OEHRLEIN, 2019; LIN *et al.,* 2018; XU *et al.,* 2022).

De modo geral, os espectros evidenciam que o tratamento por PEO promove alterações detectáveis principalmente na região de baixos números de onda, enquanto a resposta espectral permanece semelhante nas demais regiões analisadas. Assim, os resultados de FTIR devem ser interpretados em conjunto com as demais técnicas de caracterização empregadas neste estudo, contribuindo para a compreensão das modificações promovidas pelo tratamento por PEO (LUAN & OEHRLEIN, 2019; PONTE *et al.,* 2014; ZHAO *et al.,* 2022).

4.3.4 Análise integrada da estrutura e composição dos revestimentos

De maneira integrada, os resultados obtidos por DRX, EDS e FTIR indicam que o tratamento por PEO promove:

I. a formação de um revestimento na superfície da liga, sem evidências de alterações significativas na estrutura cristalina do substrato;

II. a incorporação de espécies provenientes do eletrólito, como fósforo e cálcio, evidenciando a participação do meio eletrolítico no crescimento do revestimento;

III. o aumento do teor de oxigênio após o tratamento, seguido por uma tendência de estabilização da composição química da superfície nas maiores tensões aplicadas;

IV. alterações compatíveis com o desenvolvimento progressivo do revestimento, refletidas na resposta espectral do FTIR e no comportamento observado por EDS.

A análise conjunta das técnicas demonstra que o tratamento por PEO promove modificações na superfície da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. Enquanto o DRX evidencia a preservação da estrutura cristalina do substrato, o EDS confirma a formação de um revestimento rico em oxigênio e a incorporação de elementos provenientes do eletrólito, e o FTIR indica alterações espectrais compatíveis com a formação desse revestimento.

4.4 ASPECTOS FÍSICOS

A caracterização física dos revestimentos foi realizada por meio da avaliação da espessura e da rugosidade da superfície, permitindo analisar a influência da tensão aplicada durante o processo de PEO nas características dos revestimentos obtidos. Esses parâmetros estão relacionados ao desempenho funcional dos revestimentos e, em aplicações biomédicas, podem influenciar propriedades como a osseointegração, a adesão ao substrato e a resistência à corrosão (CAPELIN *et al.,* 2023; GUERRA NETO *et al.,* 2024; PESODE *et al.,* 2023).

4.4.1 Avaliação da espessura da camada formada

A espessura dos revestimentos obtidos por PEO foi determinada por meio da técnica de correntes parasitas (Eddy Current), utilizando dez medições independentes realizadas em diferentes regiões da superfície para cada condição experimental. Os resultados são apresentados como média ± desvio-padrão na Tabela 12.

A técnica de correntes parasitas é um método não destrutivo empregado na determinação da espessura de revestimentos, cuja resposta pode ser influenciada pela porosidade aparente e pela heterogeneidade microestrutural características dos revestimentos obtidos por PEO. Dessa forma, os valores obtidos devem ser interpretados considerando essas limitações inerentes ao método (PRANESH, 2017; WOOD & LU, 2024).

Tabela 12 – Espessura média das camadas obtidas para as diferentes condições experimentais, expressa em média ± desvio-padrão.

Amostra	Espessura obtida
350 V	258,9 ± 12,6 µm
450 V	253,8 ± 13,1 µm
550 V	295,1 ± 26,8

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Para validação inferencial dos resultados, foi aplicada a análise de variância (ANOVA) de um fator. Previamente, realizou-se o teste de Levene, que confirmou a homogeneidade das variâncias ($p > 0,05$), atendendo aos pressupostos do modelo. A ANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($F = 13,08$; $p < 0,001$), evidenciando que a tensão aplicada exerce influência direta sobre a espessura dos revestimentos. O teste *post hoc* de Tukey revelou que a condição de 550 V apresenta valores significativamente superior em relação às condições 350 V e 450 V ($p < 0,001$), enquanto não foi observada diferença estatisticamente significativa entre estas últimas ($p > 0,05$).

A análise descritiva indica que as condições 350 V e 450 V apresentam espessuras médias próximas, com sobreposição dos desvios-padrão, sugerindo comportamento estatisticamente semelhante.

Esse resultado está em concordância com estudos que reportam que, em faixas de tensão intermediárias (≈350–450 V), o crescimento da camada ocorre de forma mais estável, com menor variabilidade entre as regiões analisadas (TRIVINHO-STRIXINO *et al.,* 2023; SALAHSHOURI *et al.,* 2022).

A condição de tensão de 550 V apresentou a maior espessura média entre as condições avaliadas, indicando que o aumento da tensão favorece o crescimento do revestimento. Esse comportamento está de acordo com estudos que demonstram que tensões mais elevadas intensificam as descargas plasmáticas e favorecem a incorporação de espécies provenientes do eletrólito, promovendo o desenvolvimento da camada formada (KYDYRMOLLA *et al.,* 2023; HUANG *et al.,* 2022).

Embora a condição de 550 V tenha apresentado maior espessura, também foi observado maior desvio-padrão, indicando maior variabilidade da espessura ao longo da superfície. Esse resultado está em concordância com Salahshouri *et al.* (2022) e Abbasi *et al.* (2022), que associam tensões mais elevadas a regimes de descarga mais intensos e heterogêneos, favorecendo diferenças locais no crescimento do revestimento. Assim, o aumento da espessura pode ser acompanhado por maior heterogeneidade da superfície, aspecto que deve ser considerado na definição das condições de processamento, conforme também discutido por Silva *et al.* (2024).

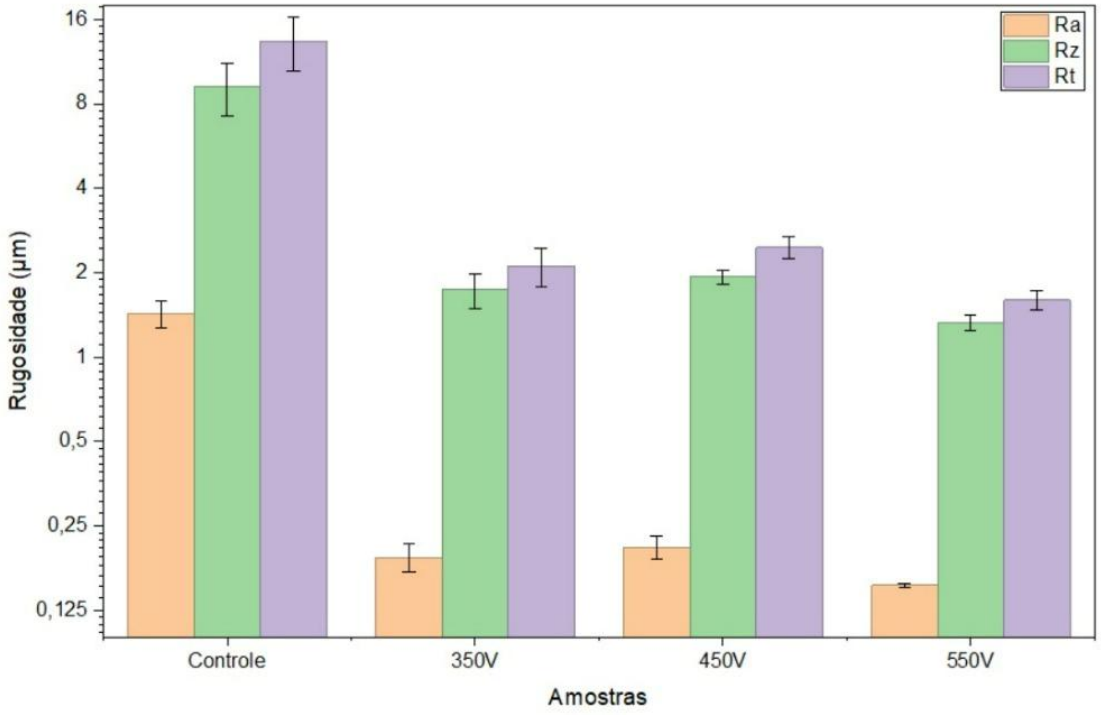
Para a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, embora ainda existam poucos estudos específicos, trabalhos realizados com ligas β de titânio indicam que elementos como Nb, Ta e Sn influenciam o comportamento eletroquímico do sistema e a formação dos revestimentos obtidos por PEO, podendo favorecer o crescimento da camada em condições de maior tensão (HUANG *et al.,* 2022; ZENG *et al.,* 2023).

4.4.2 Avaliação da rugosidade dos revestimentos

Os valores de rugosidade obtidos para as diferentes condições experimentais são apresentados na Figura 29, considerando os parâmetros Ra (rugosidade média aritmética), Rz (altura máxima média do perfil) e Rt (altura total do perfil), os quais descrevem, respectivamente, a rugosidade média da superfície, a

amplitude média das irregularidades e a máxima variação de altura do perfil (MIGUEL et al., 2005).

Figura 29 – Valores médios de rugosidade (Ra, Rz e Rt) da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn antes e após tratamento por PEO em diferentes tensões.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A análise estatística evidenciou que o tratamento por PEO influenciou significativamente os parâmetros de rugosidade da superfície. De modo geral, observou-se redução dos valores de Ra, Rz e Rt para todas as amostras tratadas em comparação à condição controle.

Para o parâmetro Ra, a análise de variância (ANOVA) indicou efeito significativo do tratamento ($F = 172$; $p < 0,001$), sendo o valor médio da amostra controle (1,428 ± 0,132 µm) significativamente superior aos das amostras tratadas. Resultados semelhantes foram obtidos para os parâmetros Rz ($F = 44,19$; $p < 0,001$) e Rt ($F = 45,2$; $p < 0,001$), confirmando a redução da rugosidade em diferentes escalas de avaliação da superfície.

As comparações múltiplas realizadas pelo teste *post hoc* de Tukey indicaram que a condição controle difere significativamente de todas as condições tratadas ($p < 0,001$). Por outro lado, não foram observadas diferenças estatisticamente

significativas entre as tensões de 350 V, 450 V e 550 V ($p > 0,05$) para os três parâmetros analisados.

Quanto aos pressupostos da análise, o teste de Shapiro–Wilk indicou desvios de normalidade e o teste de Levene apontou possível heterogeneidade de variâncias para alguns conjuntos de dados. Entretanto, a aplicação da ANOVA de Welch confirmou a significância dos resultados, reforçando a robustez das conclusões obtidas. Adicionalmente, análises não paramétricas corroboraram esses achados, evidenciando consistência entre os diferentes métodos estatísticos empregados.

Os resultados obtidos indicam que o tratamento por PEO promove redução significativa da rugosidade da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, conforme evidenciado pela análise estatística. Esse comportamento está de acordo com os resultados reportados pelos autores Marques *et al.* (2015) e Rokosz *et al.* (2020), que observaram modificações semelhantes na rugosidade de ligas de titânio submetidas ao PEO.

De forma integrada, os três parâmetros apresentaram a mesma tendência de redução após o tratamento. A diminuição de Ra indica suavização da rugosidade média, enquanto a redução de Rz e Rt evidencia a atenuação de picos e vales mais pronunciados, resultando em uma superfície com menor amplitude de irregularidades. Esse comportamento sugere que o revestimento formado durante o PEO promove a regularização da topografia da superfície, conforme também observado por Marques *et al.* (2015) e Rokosz *et al.* (2020).

Embora os valores médios apresentem tendência de redução com o aumento da tensão aplicada, especialmente na condição de 550 V, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as tensões de 350 V, 450 V e 550 V ($p > 0,05$). Esses resultados indicam que, nas condições avaliadas, o efeito do tratamento por PEO é mais pronunciado do que o efeito do incremento da tensão sobre os parâmetros de rugosidade. Estudos envolvendo ligas de titânio submetidas ao PEO relatam comportamento semelhante, demonstrando que variações de tensão dentro de determinadas faixas podem produzir superfícies com rugosidade equivalente, apesar de diferenças na morfologia e na espessura do revestimento (SANTOS *et al.,* 2022; MARQUES *et al.,* 2015; ROKOSZ *et al.,* 2020).

A análise conjunta dos resultados de espessura e rugosidade evidencia que o aumento da tensão aplicada favoreceu o crescimento do revestimento, sem promover alterações significativas na rugosidade da superfície entre as condições tratadas. Esses resultados indicam que, nas condições investigadas, a espessura do

revestimento apresenta maior sensibilidade à tensão aplicada do que os parâmetros de rugosidade, evidenciando que essas propriedades respondem de forma distinta ao processo de PEO.

4.5 PROPRIEDADES FUNCIONAIS

4.5.1 Molhabilidade dos revestimentos

A avaliação da molhabilidade neste trabalho foi realizada por meio de ensaios de ângulo de contato, permitindo analisar a influência das condições de processamento e do tempo de exposição sobre o comportamento da superfície dos revestimentos. Considerando que superfícies tratadas por PEO podem sofrer modificações ao longo do tempo devido à adsorção de contaminantes ou reorganização da superfície, foram definidas três condições experimentais distintas:

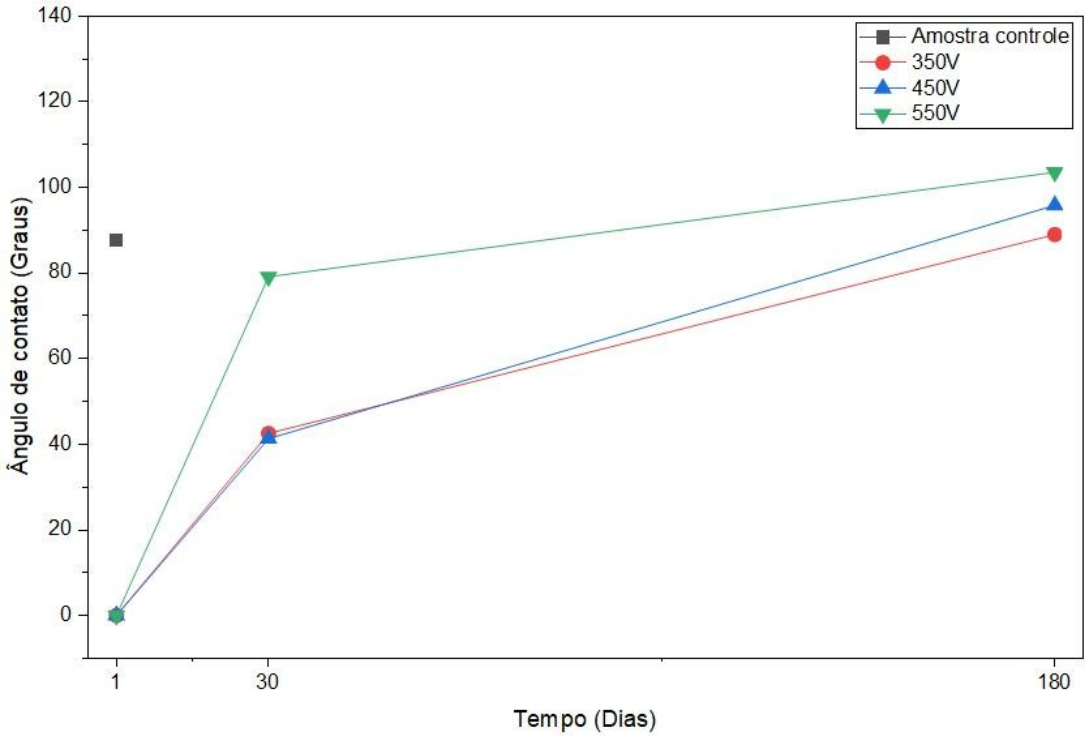
- Condição 1: amostras analisadas 24 horas após o tratamento;
- Condição 2: amostras analisadas após 30 dias de armazenamento;
- Condição 3: amostras envelhecidas.

Essa abordagem permite avaliar não apenas o efeito imediato do tratamento sobre a molhabilidade, mas também a estabilidade dessa propriedade ao longo do tempo, aspecto fundamental para aplicações práticas, especialmente em sistemas biomédicos.

A molhabilidade é usualmente classificada com base no ângulo de contato, sendo superfícies consideradas hidrofílicas quando $\theta < 90°$ e hidrofóbicas quando $\theta > 90°$. De modo geral, valores significativamente inferiores a 90° indicam maior afinidade com água, enquanto ângulos próximos de 0° estão associados a hidrofilia extrema. Nessa condição, a literatura descreve tais superfícies como super hidrofílicas, caracterizadas pelo espalhamento quase imediato da gota e pela dificuldade de obtenção de uma medida estável de ângulo de contato (NARTIŢĂ *et al.,* 2021; YAVARI *et al.,* 2016; GUERRA NETO *et al.,* 2024).

Os resultados obtidos para o ângulo de contato nas diferentes condições são apresentados na Figura 30, a partir da qual será realizada a análise comparativa do comportamento de molhabilidade dos revestimentos.

Figura 30 – Evolução do ângulo de contato em função do tempo para a amostra controle e revestimentos obtidos por PEO em diferentes tensões.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Para a avaliação estatística da molhabilidade, foram realizadas 12 medições de ângulo de contato para cada condição experimental, garantindo maior representatividade dos dados. A condição controle foi avaliada apenas no tempo inicial, por representar a superfície da liga antes da aplicação do tratamento por PEO. As amostras tratadas foram acompanhadas ao longo do período de envelhecimento (30 e 180 dias), uma vez que o objetivo foi avaliar a estabilidade da molhabilidade dos revestimentos obtidos.

As barras de erro foram omitidas para facilitar a visualização das tendências temporais, e os valores de média e desvio padrão encontram-se apresentados na Tabela 13.

Tabela 13 – Valores médios do ângulo de contato para as diferentes condições experimentais ao longo do tempo.

Tempo após o tratamento	Condição	Ângulo de contato (°)
	Controle	87,7 ± 6,8
24 h	350 V	≈ 0
	450 V	≈ 0
	550 V	≈ 0
30 dias	350 V	42,5 ± 9,8
	450 V	41,3 ± 13,7
	550 V	79,1 ± 4,0
180 dias	350 V	89,0 ± 7,9
	450 V	95,8 ± 4,9
	550 V	103,5 ± 5,8

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Condição 1 (24 horas após o tratamento): Todas as amostras tratadas apresentaram comportamento super-hidrofílico, com ângulo de contato próximo de 0°, não sendo possível identificar diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nessa etapa. Esse comportamento é amplamente descrito na literatura para superfícies tratadas por PEO e está associado à elevada energia de superfície, à presença de grupos hidroxila (–OH) e à elevada porosidade do revestimento formado. Além disso, revestimentos contendo TiO_2 com estrutura altamente porosa tendem a apresentar intensa hidrofilia, resultando em valores de ângulo de contato muito baixos ou até mesmo não mensuráveis de forma estável (GOŁASZ *et al.,* 2025; GUERRA NETO *et al.,* 2024).

Condição 2 (30 dias após o tratamento): Os resultados evidenciaram diferenças estatisticamente significativas entre as condições avaliadas. A análise de variância (ANOVA) revelou efeito significativo da tensão aplicada sobre o ângulo de contato ($F = 74,46$; $p < 0,001$), demonstrando a influência do tratamento por PEO na molhabilidade da superfície. A amostra controle apresentou o maior valor médio de ângulo de contato (87,7 ± 6,8°), seguida da condição tratada a 550 V (79,1 ± 4,0°). Em contraste, as amostras tratadas a 350 V (42,5 ± 9,8°) e 450 V (41,3 ± 13,7°) apresentaram valores significativamente inferiores, indicando maior molhabilidade. O teste de Tukey demonstrou que a amostra controle diferiu significativamente das condições de 350 V e 450 V ($p < 0,001$), mas não apresentou diferença significativa em relação à condição de 550 V ($p = 0,1488$). Da mesma forma, não foi observada diferença significativa entre as condições de 350 V e 450 V ($p = 0,9907$), enquanto a condição de 550 V diferiu significativamente de ambas ($p < 0,001$). Embora o teste de Levene tenha indicado possível heterogeneidade de variâncias ($p = 0,0392$), o teste de Welch confirmou a robustez dos resultados ($p < 0,001$), reforçando a confiabilidade das diferenças observadas.

Os resultados indicam que, após 30 dias, as condições de 350 V e 450 V mantiveram caráter significativamente mais hidrofílico em comparação à amostra controle e à condição de 550 V. Esse comportamento sugere que, embora o tratamento por PEO tenha promovido elevada hidrofilia imediatamente após o processamento, o envelhecimento da superfície influenciou de maneira distinta a estabilidade da molhabilidade em função da tensão aplicada. A manutenção de menores ângulos de contato nas condições de 350 V e 450 V pode estar relacionada às características físico-químicas do revestimento, como composição, morfologia e grupos funcionais presentes na superfície, aspectos amplamente discutidos para revestimentos obtidos por PEO em ligas de titânio.

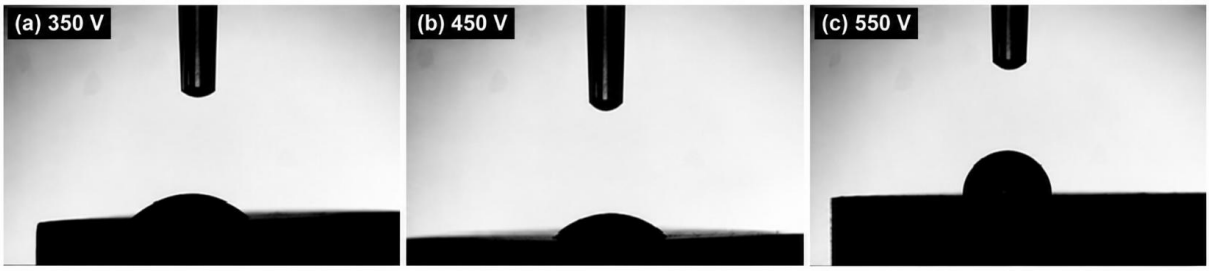
Condição 3 (180 dias após o tratamento): Os resultados indicaram que a tensão aplicada continuou influenciando a molhabilidade dos revestimentos, embora com menor intensidade em comparação ao período de 30 dias. A análise de variância (ANOVA) revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($F = 3,308$; $p = 0,0297$). Os valores médios do ângulo de contato evidenciaram tendência de aumento do caráter hidrofóbico com o incremento da tensão aplicada, sendo observados 87,7 ± 6,8° para a amostra controle, 89,0 ± 7,9° para 350 V, 95,8 ± 4,9° para 450 V e 103,5 ± 5,8° para 550 V.

O teste de Tukey indicou que a única diferença estatisticamente significativa ocorreu entre as condições de 350 V e 550 V ($p = 0,0261$), enquanto as demais comparações não apresentaram diferenças significativas ($p > 0,05$), sugerindo uma convergência do comportamento de molhabilidade entre os grupos ao longo do período de envelhecimento. O teste de Levene confirmou a homogeneidade das variâncias ($p > 0,05$), validando a aplicação da ANOVA, e o teste de Welch também indicou diferença significativa ($p = 0,0063$), reforçando a consistência dos resultados.

Esses resultados indicam que, após 180 dias, a influência da tensão aplicada sobre a molhabilidade permanece presente, porém menos pronunciada do que a observada aos 30 dias. Além disso, verifica-se uma tendência de aumento do ângulo de contato para todas as condições, evidenciando a redução gradual da hidrofilia inicial dos revestimentos ao longo do tempo de armazenamento.

Conforme apresentado na Figura 31, as diferenças no formato das gotas refletem diretamente as variações nos valores de ângulo de contato entre as condições avaliadas.

Figura 31 – Imagens representativas do ensaio de ângulo de contato para os revestimentos obtidos por PEO após 30 dias, evidenciando o efeito da tensão aplicada na molhabilidade: (a) 350 V, (b) 450 V e (c) 550 V.



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Observa-se, na Figura 31, que as amostras tratadas a 350 V e 450 V apresentam maior espalhamento da gota, caracterizando menores ângulos de contato e, consequentemente, maior molhabilidade da superfície. Em contrapartida, a condição de 550 V apresenta uma gota com menor espalhamento, indicando maior ângulo de contato e menor afinidade da superfície pela água.

Esse comportamento está de acordo com a literatura, que demonstra que a molhabilidade de revestimentos obtidos por PEO em ligas de titânio é influenciada por diferentes fatores, incluindo a tensão aplicada, a morfologia da superfície, a porosidade, a composição química e a natureza dos óxidos formados. Dessa forma,

a resposta da molhabilidade não depende exclusivamente do aumento da tensão, mas do conjunto de características desenvolvidas durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma (GABOR *et al.,* 2020; HAMLEKHAN *et al.,* 2014; KURODA *et al.,* 2023; KAZEK-KĘSIK *et al.,* 2019).

No presente estudo, os resultados obtidos para as condições de 350 V e 450 V corroboram esse comportamento, indicando que essas tensões favoreceram superfícies com maior afinidade pela água após 30 dias. A ausência de diferença estatisticamente significativa entre essas condições sugere que, nessa faixa de tensão, os revestimentos apresentam características morfológicas e químicas semelhantes do ponto de vista funcional. Em contrapartida, embora a condição de 550 V tenha apresentado ângulo de contato inferior ao da amostra controle, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre essas condições. Esse comportamento pode estar relacionado à maior heterogeneidade do revestimento formado em tensões mais elevadas, uma vez que a intensificação das descargas durante o PEO tende a produzir estruturas com distribuição de poros mais irregular, afetando a estabilidade da molhabilidade e a variabilidade das medições (HAMLEKHAN *et al.,* 2014).

De modo geral, os resultados obtidos são coerentes com aqueles reportados para ligas de titânio submetidas ao PEO, incluindo ligas β contendo Nb e Ta, nas quais a tensão aplicada influencia a morfologia, a porosidade e, consequentemente, a molhabilidade dos revestimentos (GABOR *et al.,* 2020; HAMLEKHAN *et al.,* 2014; KURODA *et al.,* 2023; KAZEK-KĘSIK *et al.,* 2019).

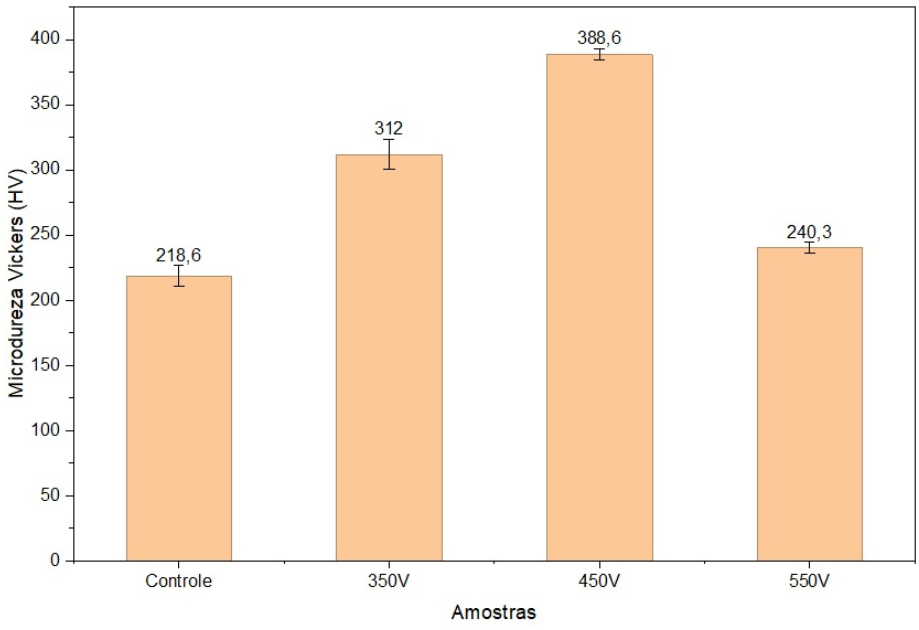
Após 180 dias de envelhecimento, verificou-se aumento do ângulo de contato em todas as condições, indicando redução da hidrofilia inicialmente observada. Esse comportamento é frequentemente associado ao envelhecimento hidrofóbico da superfície, decorrente da adsorção de contaminantes atmosféricos e da consequente redução da energia superficial. Além disso, alterações na composição química superficial, como a diminuição da disponibilidade de grupos hidroxila (–OH), têm sido propostas como mecanismos que contribuem para esse fenômeno (HAMLEKHAN *et al.,* 2014; LUZ *et al.,* 2018). Apesar dessa tendência geral, a tensão aplicada continuou influenciando a molhabilidade, sendo a condição de 550 V a que apresentou os maiores valores de ângulo de contato, enquanto as condições de 350 V e 450 V mantiveram comportamento relativamente mais hidrofílico.

Do ponto de vista estatístico, a redução do número de diferenças significativas entre os grupos, com significância apenas entre as condições de 350 V e 550 V, indica que o envelhecimento promove uma aproximação das propriedades de molhabilidade dos revestimentos. A redução da molhabilidade ao longo do tempo observada neste estudo é compatível com relatos da literatura, que atribuem esse comportamento ao envelhecimento da superfície de revestimentos obtidos por PEO (HAMLEKHAN *et al.,* 2014; KURODA *et al.,* 2023; KAZEK-KĘSIK *et al.,* 2019).

4.5.2 Microdureza Vickers dos revestimentos

A microdureza Vickers foi empregada para avaliar a influência da tensão aplicada durante o processo de PEO nas propriedades mecânicas dos revestimentos obtidos sobre a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. Essa propriedade é influenciada por características do revestimento, como espessura, porosidade, composição e microestrutura (QIN *et al.,* 2017; PEZZATO *et al.,* 2018). Os valores médios de microdureza obtidos para as diferentes condições experimentais são apresentados na Figura 32.

Figura 32– Microdureza Vickers média da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn em diferentes tensões de PEO (n = 3).



Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Observa-se, conforme apresentado na Figura 32, um aumento expressivo da dureza da condição controle para 350 V, seguido de um incremento adicional em 450 V, condição na qual foi obtido o maior valor médio de microdureza. Por outro lado, na condição de 550 V, verifica-se uma redução acentuada da dureza em relação à condição de 450 V. A análise de variância (ANOVA) de um fator revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados ($F = 13,08$; $p < 0,001$). O teste de *Levene* indicou homogeneidade das variâncias ($p > 0,05$), validando a aplicação do modelo estatístico. O teste *post hoc* de Tukey evidenciou que a condição de 550 V apresenta diferença estatisticamente significativa em relação às condições de 350 V e 450 V ($p < 0,001$), enquanto não foi observada diferença significativa entre 350 V e 450 V ($p > 0,05$). Do ponto de vista descritivo, os dados apresentam baixa variabilidade, evidenciada pelos reduzidos valores de desvio padrão, indicando boa repetibilidade das medições e ausência de valores discrepantes. Além disso, as diferenças entre as médias são significativamente maiores do que a variabilidade intragrupo, reforçando a distinção entre as condições experimentais.

A análise da Figura 32 evidencia que a microdureza dos revestimentos apresenta comportamento dependente da tensão aplicada no processo de PEO, com tendência não monotônica. Observa-se um aumento da dureza da condição controle para 350 V, seguido de um incremento em 450 V, condição na qual foi obtido o maior valor médio de microdureza. Em contrapartida, na condição de 550 V verifica-se redução da dureza em relação à condição de 450 V.

Esse comportamento está em concordância com estudos, que relatam aumento da microdureza em faixas intermediárias de tensão, seguido de redução quando são empregadas tensões mais elevadas. Segundo Imshinetskiy *et al.* (2023), Reshadi *et al.* (2017) e Malinovschi *et al.* (2019; 2021), o aumento da tensão intensifica as microdescargas, favorecendo inicialmente a formação de revestimentos com maior resistência mecânica. Entretanto, em tensões mais elevadas, o excesso de energia promove maior formação de poros, heterogeneidades estruturais e crescimento menos uniforme do revestimento, resultando na redução da microdureza.

Apesar de a condição de 550 V ter promovido a formação do revestimento mais espesso, esse aumento não foi acompanhado por um incremento da microdureza. Esse resultado evidencia que a resistência mecânica do revestimento não depende exclusivamente da espessura, mas também de sua microestrutura, composição e integridade, as quais são fortemente influenciadas pela intensidade das

microdescargas durante o processo de PEO (ALATEYAH *et al.,* 2021; SHAO *et al.,* 2021; FERREIRA NETO *et al.,* 2025).

Embora esses estudos não abordem especificamente a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn, as tendências observadas são consistentes com o comportamento descrito para ligas de titânio submetidas ao PEO, incluindo ligas β, nas quais as propriedades mecânicas dos revestimentos dependem diretamente das condições de processamento (THUKKARAM *et al.,* 2020b; MALINOVSCHI *et al.,* 2021).

De modo geral, os resultados obtidos indicam que o aumento da tensão aplicada não promove incremento contínuo da microdureza, existindo uma faixa de processamento mais favorável para maximização dessa propriedade. Esse comportamento evidencia que a resistência mecânica dos revestimentos resulta do equilíbrio entre o crescimento do revestimento e o desenvolvimento de defeitos estruturais induzidos pelas descargas durante o processo de PEO.

Ressalta-se, entretanto, que o número reduzido de medições (n = 3) limita a robustez das análises inferenciais, sendo os resultados mais adequados para comparações indicativas entre as condições experimentais. Em revestimentos obtidos por PEO, a elevada heterogeneidade microestrutural, associada às variações de porosidade, espessura e densidade ao longo da superfície, pode influenciar significativamente os valores de microdureza. Por essa razão, a literatura recomenda a realização de um maior número de indentações ou o mapeamento da superfície para obtenção de valores mais representativos da dureza média (RAPHEAL *et al.,* 2011; PEZZATO *et al.,* 2022).

A análise conjunta dos resultados de molhabilidade e microdureza evidencia que a tensão aplicada durante o processo de PEO influenciou simultaneamente ambas as propriedades funcionais dos revestimentos obtidos sobre a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. As condições de 350 V e 450 V apresentaram maiores valores de microdureza e maior molhabilidade após 30 dias, enquanto a condição de 550 V apresentou redução da microdureza e aumento do ângulo de contato. Esses resultados indicam que a tensão aplicada durante o processo de PEO exerce influência significativa sobre as propriedades mecânicas e de molhabilidade dos revestimentos, em decorrência das modificações promovidas nas características do revestimento.

4.6 CORRELAÇÃO ENTRE PROPRIEDADES, ESTRUTURA E DESEMPENHO DOS REVESTIMENTOS

A análise integrada dos resultados obtidos evidencia que a tensão aplicada durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma influenciou simultaneamente a estrutura, a morfologia da superfície, a composição química e as propriedades dos revestimentos formados sobre a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. As alterações observadas refletem os diferentes regimes de processamento estabelecidos em cada condição experimental, evidenciando que a evolução dos revestimentos é consequência da interação entre os fenômenos físico-químicos que ocorrem durante o processo de PEO.

Os resultados obtidos por microscopia eletrônica de varredura (MEV), microscopia óptica, difração de raios X (DRX), espectroscopia por energia dispersiva (EDS), espectroscopia no infravermelho (FTIR), bem como pelas análises de espessura, rugosidade, molhabilidade e microdureza, permitiram estabelecer relações entre os parâmetros de processamento e o desempenho dos revestimentos. A Tabela 14 apresenta uma síntese integrada desses resultados, destacando as principais características observadas para cada condição experimental.

Tabela 14 – Síntese integrada entre parâmetros de processamento, estrutura, propriedades e desempenho dos revestimentos obtidos por PEO.

Condição	Estrutura e composição	Morfologia da superfície	Propriedades físicas	Propriedades funcionais	Interpretação integrada
Controle	Predominância da fase β-Ti; baixo teor de oxigênio	Superfície sem revestimento por PEO	Ausência de revestimento	Maior ângulo de contato; menor microdureza	Substrato sem tratamento por PEO
350 V	Formação inicial do revestimento com incorporação de oxigênio	Superfície porosa com elevada densidade de microporos	Espessura moderada	Elevada molhabilidade; aumento da microdureza	Formação de revestimento com bom desempenho funcional
450 V	Revestimento mais desenvolvido	Poros parcialmente fechados e distribuição mais uniforme	Espessura semelhante à de 350 V	Maior microdureza; elevada molhabilidade	Condição com melhor desempenho funcional entre as tensões avaliadas
550 V	Maior incorporação de oxigênio e revestimento mais espesso	Superfície com maior heterogeneidade	Maior espessura	Redução da molhabilidade e da microdureza em relação a 450 V	Maior espessura do revestimento, porém sem melhoria proporcional das propriedades funcionais

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

4.6.1 Relação entre morfologia, porosidade e estrutura da camada

Na condição de 350 V, observou-se aumento da porosidade aparente para 4,49%, acompanhado do aumento do teor de oxigênio identificado por EDS, indicando o desenvolvimento inicial do revestimento por PEO. As imagens de MEV evidenciaram elevada densidade de microporos, característica compatível com os estágios iniciais de crescimento do revestimento.

Para 450 V, a porosidade aparente reduziu para 3,41%, enquanto as análises morfológicas evidenciaram poros parcialmente fechados e distribuição mais uniforme da superfície. Em conjunto com o aumento do teor de oxigênio e os indícios da formação de óxidos observados por DRX e FTIR, esses resultados sugerem a evolução do revestimento para uma condição estrutural mais desenvolvida.

Na condição de 550 V, a porosidade aparente foi reduzida para 1,29%, sendo observada menor quantidade de poros abertos e maior continuidade da superfície. Embora o teor de oxigênio permanecesse elevado, os resultados indicam que o aumento da tensão favoreceu principalmente o crescimento do revestimento em espessura, em vez da ampliação da porosidade na superfície

De forma geral, os resultados demonstram que a tensão aplicada durante o processo de PEO exerceu influência direta sobre a morfologia da superfície, a porosidade e o desenvolvimento estrutural dos revestimentos. O aumento da tensão promoveu uma evolução progressiva do revestimento, passando de uma superfície com elevada densidade de microporos para uma morfologia com menor quantidade de poros abertos e maior continuidade da superfície, comportamento compatível com o descrito para ligas de titânio submetidas ao processo de PEO (BEILNER *et al.,* 2021; CHEN *et al.,* 2020; LI *et al.,* 2021).

4.6.2 Relação entre espessura, rugosidade e desenvolvimento do revestimento

Os resultados de espessura evidenciam que o aumento da tensão aplicada favoreceu o crescimento do revestimento, com valores médios de 258,9 ± 12,6 µm para 350 V, 253,8 ± 13,1 µm para 450 V e 295,1 ± 26,8 µm para 550 V, indicando incremento mais pronunciado na condição de maior tensão. Esse comportamento está associado ao maior aporte energético do processo, que intensifica as microdescargas e favorece o crescimento do revestimento (SALAHSHOURI *et al.,* 2022; KYDYRMOLLA *et al.,* 2023; HUANG *et al.,* 2022).

Em contraste, a análise dos parâmetros de rugosidade (Ra, Rz e Rt) demonstrou que todas as amostras submetidas ao tratamento por PEO apresentaram redução significativa em relação à condição controle. Entretanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as condições de 350 V, 450 V e 550 V, indicando que a topografia da superfície permaneceu relativamente estável dentro da faixa de tensão investigada, mesmo com o crescimento progressivo do revestimento.

Esse comportamento está de acordo com os resultados descritos por Marques *et al.* (2015) e Rokosz *et al.* (2019), que observaram que o aumento da espessura do revestimento nem sempre é acompanhado por alterações proporcionais na rugosidade da superfície. Segundo esses autores, após determinado estágio de

crescimento do revestimento, a topografia da superfície tende a sofrer pequenas variações, enquanto o revestimento continua evoluindo em espessura.

A condição de 550 V apresentou a maior espessura média e maior dispersão dos resultados, indicando maior variabilidade na formação do revestimento. Esse comportamento pode estar relacionado à maior intensidade e instabilidade das microdescargas em tensões elevadas, favorecendo um crescimento mais heterogêneo do revestimento, conforme descrito por Salahshouri *et al.* (2022) e Abbasi *et al.* (2022).

A análise conjunta da espessura e da rugosidade evidencia que esses parâmetros respondem de maneira distinta às condições de processamento. Enquanto o aumento da tensão favoreceu o crescimento do revestimento, a rugosidade permaneceu relativamente constante entre as condições tratadas, indicando que o desenvolvimento do revestimento ocorreu predominantemente ao longo da espessura, sem alterações significativas na topografia média da superfície.

4.6.3 Relação entre estrutura, composição e propriedades funcionais

A combinação das características estruturais e composicionais dos revestimentos permitiu compreender a influência desses fatores sobre as propriedades funcionais avaliadas. De acordo com Qin *et al.* (2017) e Pezzato *et al.* (2018), a molhabilidade e a microdureza são influenciadas pela morfologia da superfície, pela porosidade e pela composição química do revestimento, características que são modificadas pelas condições de processamento durante o PEO. Os resultados obtidos demonstraram que o tratamento promoveu modificações simultâneas na morfologia da superfície e na composição química dos revestimentos.

As análises por EDS evidenciaram aumento expressivo do teor de oxigênio após o tratamento, além da incorporação de cálcio e fósforo provenientes do eletrólito, confirmando a formação do revestimento e a incorporação de espécies químicas durante o processo, em concordância com Rokosz *et al.* (2016) e Sowa e Simka (2018).

Essas alterações refletiram diretamente no comportamento de molhabilidade. Após 24 horas, todas as condições tratadas apresentaram comportamento super-hidrofílico, resultado compatível com a elevada afinidade da

superfície pela água observada logo após o tratamento e descrita na literatura para revestimentos obtidos por PEO (YAVARI et al., 2016; GUERRA NETO et al., 2024).

Após 30 dias, as condições de 350 V e 450 V mantiveram menores ângulos de contato em relação à condição de 550 V, indicando maior molhabilidade. Esse comportamento pode ser relacionado à maior porosidade observada nessas condições, favorecendo a interação entre a superfície e o líquido, conforme descrito por Hamlekhan *et al.* (2014) e Kuroda *et al.* (2023). Em contrapartida, a condição de 550 V, que apresentou menor fração de área de porosidade, exibiu aumento do ângulo de contato, indicando redução da molhabilidade.

Após 180 dias, todas as condições apresentaram aumento do ângulo de contato, evidenciando redução da molhabilidade ao longo do tempo. Esse comportamento é frequentemente atribuído ao envelhecimento da superfície, decorrente da adsorção de contaminantes atmosféricos e de modificações na composição química da superfície, conforme relatado por Hamlekhan *et al.* (2014) e Kuroda *et al.* (2023).

Em relação à microdureza, verificou-se aumento nas condições de 350 V e 450 V, seguido de redução em 550 V. Esses resultados indicam que essa propriedade não depende apenas da espessura do revestimento, mas também das características estruturais desenvolvidas durante o processo de PEO. Nesse contexto, a maior microdureza obtida em 450 V sugere que essa condição proporcionou um revestimento com características mais favoráveis ao desempenho mecânico, enquanto a redução observada em 550 V pode estar relacionada à maior heterogeneidade do revestimento, conforme discutido por Imshinetskiy *et al.* (2023) e Malinovschi *et al.* (2021).

De forma integrada, os resultados demonstram que as propriedades funcionais são determinadas pela interação entre morfologia da superfície, porosidade e composição química do revestimento. As condições de 350 V e 450 V apresentaram a combinação mais favorável dessas características, refletindo-se em maior molhabilidade e melhor desempenho mecânico. Por outro lado, embora a condição de 550 V tenha promovido maior espessura do revestimento, essa característica não resultou em melhoria das propriedades funcionais, evidenciando que o aumento da tensão aplicada não implica, necessariamente, em melhor desempenho do revestimento.

4.6.4 Integração entre processamento, estrutura e desempenho dos revestimentos

A análise integrada dos resultados demonstra que a tensão aplicada durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma constituiu o principal parâmetro responsável pelas modificações observadas nos revestimentos obtidos sobre a liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. O aumento da tensão alterou progressivamente a formação do revestimento, influenciando sua espessura, morfologia da superfície, porosidade e composição química, características que determinaram o comportamento funcional das superfícies tratadas.

O processamento em 350 V promoveu a formação inicial do revestimento, caracterizada por elevada densidade de microporos, aumento do teor de oxigênio e incorporação de cálcio e fósforo provenientes do eletrólito. Essas características foram acompanhadas por elevada molhabilidade e aumento da microdureza em relação à condição controle, evidenciando que as modificações estruturais promovidas pelo tratamento refletiram diretamente nas propriedades funcionais.

Na condição de 450 V, observou-se a continuidade do desenvolvimento do revestimento, com poros parcialmente fechados, manutenção da espessura em relação a 350 V e elevada incorporação de oxigênio. Nessa condição, foram obtidos os maiores valores de microdureza e elevada molhabilidade, indicando que o conjunto das características estruturais favoreceu o desempenho funcional do revestimento.

Por sua vez, o aumento da tensão para 550 V promoveu maior crescimento do revestimento em espessura e redução da fração de área de porosidade aparente. Entretanto, essa condição apresentou menor molhabilidade e redução da microdureza em comparação às condições intermediárias. Esses resultados demonstram que o aumento da tensão favoreceu o crescimento do revestimento, mas não resultou em melhoria proporcional das propriedades funcionais.

Esse comportamento é compatível com o mecanismo de formação dos revestimentos por PEO descrito na literatura, no qual o aumento da intensidade das microdescargas modifica simultaneamente a morfologia da superfície, a composição química e o crescimento do revestimento, refletindo diretamente em seu desempenho (ROKOSZ *et al.,* 2016; SOWA; SIMKA, 2018; IMSHINETSKIY *et al.,* 2023).

De forma integrada, os resultados obtidos permitem estabelecer uma relação direta entre processamento, estrutura e desempenho. A tensão aplicada

controla o desenvolvimento do revestimento; as modificações estruturais decorrentes desse processamento determinam as propriedades funcionais; e o desempenho final resulta da interação entre espessura, morfologia da superfície, porosidade e composição química. Nesse contexto, as condições de 350 V e 450 V apresentaram o melhor equilíbrio entre essas características, enquanto a condição de 550 V, apesar de produzir o revestimento mais espesso, não apresentou o melhor desempenho funcional.

5 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo demonstraram que a tensão aplicada durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma influenciou diretamente as características dos revestimentos obtidos na liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. Alterações na morfologia da superfície, porosidade aparente, espessura, composição química e propriedades funcionais foram observadas em função das diferentes condições de processamento avaliadas.

O tratamento por oxidação eletrolítica a plasma promoveu a formação de um revestimento oxidado na superfície da liga, sem alteração significativa da estrutura cristalina do substrato, que permaneceu predominantemente constituída pela fase β-Ti. A formação do revestimento foi confirmada pelo aumento expressivo do teor de oxigênio, pela presença de ligações metal–oxigênio, características de óxidos metálicos, e pela incorporação de cálcio e fósforo provenientes do eletrólito.

Do ponto de vista morfológico, verificou-se que a tensão aplicada influenciou diretamente a evolução da superfície, com formação inicial de uma superfície com elevada densidade de microporos na condição de 350 V, seguida por modificações na morfologia e redução da fração de área de porosidade aparente nas condições de 450 V e 550 V. A quantificação da porosidade evidenciou comportamento não linear em função da tensão, indicando que a evolução da superfície depende das condições de processamento empregadas.

Em relação às propriedades físicas, observou-se que a espessura do revestimento foi diretamente influenciada pela tensão aplicada, apresentando maior crescimento na condição de 550 V. Em contrapartida, a rugosidade apresentou redução significativa em relação à condição controle, sem diferenças estatisticamente significativas entre as condições tratadas. Esses resultados demonstram que o crescimento do revestimento não foi acompanhado por alterações proporcionais na topografia da superfície.

As análises de composição química evidenciaram aumento expressivo do teor de oxigênio nas amostras tratadas, bem como a incorporação de cálcio e fósforo provenientes do eletrólito, confirmando a participação dessas espécies na formação do revestimento durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma.

As propriedades funcionais mostraram-se dependentes das características desenvolvidas no revestimento. A molhabilidade foi influenciada tanto pela tensão

aplicada quanto pelo tempo de envelhecimento da superfície. Após 24 horas, todas as condições tratadas apresentaram comportamento super-hidrofílico. Após 30 dias, as condições de 350 V e 450 V apresentaram maior molhabilidade, enquanto a condição de 550 V apresentou aumento do ângulo de contato. Após 180 dias, verificou-se aumento do ângulo de contato em todas as condições, indicando redução da molhabilidade ao longo do tempo.

A microdureza apresentou comportamento não linear em função da tensão aplicada, com aumento nas condições de 350 V e 450 V e redução na condição de 550 V, evidenciando que essa propriedade depende não apenas do crescimento do revestimento, mas também das características estruturais desenvolvidas durante o processo de oxidação eletrolítica a plasma.

A análise integrada dos resultados permitiu estabelecer uma relação direta entre o processamento, a estrutura do revestimento e seu desempenho funcional. A tensão aplicada controlou o desenvolvimento do revestimento, promovendo alterações na espessura, morfologia da superfície, porosidade e composição química, que se refletiram nas propriedades de molhabilidade e microdureza. Dessa forma, o desempenho dos revestimentos foi determinado pela interação entre essas características, e não exclusivamente pelo aumento da espessura.

Entre as condições avaliadas, as tensões de 350 V e 450 V proporcionaram o melhor equilíbrio entre as características estruturais e as propriedades funcionais, enquanto a condição de 550 V, embora tenha produzido os revestimentos de maior espessura, não resultou em melhoria proporcional do desempenho.

Em síntese, os resultados obtidos demonstram que a tensão aplicada constitui um parâmetro determinante para o controle das características dos revestimentos produzidos por oxidação eletrolítica a plasma na liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn. A variação desse parâmetro influenciou diretamente o desenvolvimento do revestimento, promovendo alterações na morfologia da superfície, porosidade, composição química, espessura, molhabilidade e microdureza.

Dessa forma, foi possível caracterizar as superfícies da liga Ti–25Ta–25Nb–3Sn antes e após o tratamento por oxidação eletrolítica a plasma, demonstrando que a variação da tensão aplicada influencia significativamente as características morfológicas, químicas, estruturais, topográficas e mecânicas dos revestimentos obtidos.

Assim, este trabalho contribui para o entendimento das relações entre processamento, estrutura e desempenho dos revestimentos produzidos por PEO, fornecendo subsídios para a otimização desse processo e para futuras investigações envolvendo essa liga.

5.1 PERSPECTIVAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Como perspectivas para trabalhos futuros, propõe-se:

- Investigar o efeito de diferentes parâmetros de processamento da oxidação eletrolítica a plasma, como composição do eletrólito, frequência, ciclo de trabalho (*duty cycle*) e tempo de tratamento, visando otimizar as propriedades dos revestimentos;
- • Avaliar a espessura do revestimento por meio da preparação de seções transversais das amostras e análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV), permitindo a medição direta da espessura da camada, a avaliação da uniformidade do revestimento e a identificação de possíveis descontinuidades, poros e defeitos ao longo da interface revestimento/substrato;
- Realizar a caracterização química e estrutural da superfície por técnicas de maior resolução, como a espectroscopia de fotoelétrons excitados por raios X (XPS) e a microscopia Raman, permitindo identificar os estados químicos dos elementos presentes no revestimento, confirmar as fases e ligações químicas formadas durante a oxidação eletrolítica a plasma e compreender os mecanismos de incorporação das espécies provenientes do eletrólito;
- Empregar técnicas de espectroscopia de emissão óptica (OES) para monitorar o plasma durante o processamento, correlacionando as características das descargas elétricas com a composição, microestrutura e propriedades dos revestimentos obtidos;
- Avaliar a resposta biológica dos revestimentos por meio de ensaios *in vitro*, incluindo citotoxicidade, adesão, proliferação e diferenciação celular, visando verificar o potencial da liga tratada para aplicações biomédicas;
- Investigar o comportamento dos revestimentos em ensaios de corrosão e desgaste de longa duração, simulando condições fisiológicas.

5.2 PRODUÇÃO CIENTÍFICA DECORRENTE DESTE TRABALHO

[1] ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; CLARO, Ana Paula Rosifini Alves. **Caracterização de filmes de TiO_2 em liga de titânio Ti25Ta25Nb3Sn obtidos por oxidação a plasma eletrolítico.** Apresentação oral. **IX Congresso de Interdisciplinaridade do Noroeste Fluminense (CONINF)**. Instituto Federal Fluminense, Campus Itaperuna, Itaperuna, RJ, 2025.

[2] ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; ENGELHARDT, Henrique; LUCAS, Rafael Resende; MOTA, Rogério Pinto; RANGEL, André Luiz Reis; CLARO, Ana Paula Rosifini Alves. **Surface Characterization of the Ti25Ta25Nb3Sn Alloy Subjected to Plasma Electrolytic Oxidation (PEO) Treatment.** Resumo expandido apresentado na modalidade **banner**. **XLVI Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. São Carlos, SP, 2025.

[3] ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; ENGELHARDT, Henrique; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; MOTA, Rogério Pinto; CLARO, Ana Paula Rosifini Alves. **Influence of applied voltage in the PEO process on the thickness and microhardness of AZ31 and Ti-25Ta-25Nb-3Sn alloys.** Apresentação oral. **XLVII Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. Toledo, PR, 2026.

[4] ENGELHARDT, Henrique; ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; MOTA, Rogério Pinto. **Surface Modification of AZ31 Magnesium Alloy by Plasma Electrolytic Oxidation.** Resumo expandido apresentado na modalidade **banner**. **XLVI Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. São Carlos, SP, 2025.

[5] ENGELHARDT, Henrique; ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; MOTA, Rogério Pinto. **Influence of Applied Voltage on Electrolyte Temperature, Coating Thickness and Microhardness of PEO Coatings on AZ31 Alloy.** Apresentação oral. **XLVII Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. Toledo, PR, 2026.

REFERÊNCIAS

ABBASI, S. *et al.* The tribological behavior of nanocrystalline TiO_2 coating produced by plasma electrolytic oxidation. **Journal of Nanomaterials**, New York, v. 2022, p. 1-12, 2022. DOI: 10.1155/2022/5675038. Disponível em: https://doi.org/10.1155/2022/5675038. Acesso em: 20 out. 2026.

ABDEL-HADY, M.; *et al.* General approach to phase stability and elastic properties of β-type Ti-alloys using electronic parameters. **Scripta Materialia**, Oxford, v. 55, n. 5, p. 477-480, 2006. DOI: 10.1016/j.scriptamat.2006.04.022. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2006.04.022. Acesso em: 20 out. 2026.

ADAMS, C. L.; FIELD, D. P. Analysis of face-centered cubic phase in additively manufactured commercially pure Ti. **Metals**, Basel, v. 13, n. 12, p. 2005, 2023. DOI: 10.3390/met13122005. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met13122005. Acesso em: 20 out. 2026.

AGGARWAL, D.; *et al.* Drug-loaded biomaterials for orthopedic applications: a review. **Journal of Controlled Release**, Amsterdam, v. 344, p. 113-133, 2022. DOI: 10.1016/j.jconrel.2022.02.029. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2022.02.029. Acesso em: 20 out. 2026.

AGUILAR, C.; *et al.* Thermodynamic analysis of the formation of FCC and BCC solid solutions of Ti-based ternary alloys by mechanical alloying. **Metals**, Basel, v. 10, n. 4, p. 510, 2020. DOI: 10.3390/met10040510. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met10040510. Acesso em: 20 out. 2026.

AJMAL, S.; *et al.* Recent progress in development and applications of biomaterials. **Materials Today: Proceedings**, Amsterdam, v. 62, pt. 1, p. 385-391, 2022. DOI: 10.1016/j.matpr.2022.04.233. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.04.233. Acesso em: 20 out. 2026.

ALATEYAH, A. I.; *et al.* Improving the corrosion behavior of biodegradable AM60 alloy through plasma electrolytic oxidation. **Metals**, Basel, v. 11, n. 6, p. 953, 2021. DOI: 10.3390/met11060953. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met11060953. Acesso em: 20 out. 2026.

ALIPAL, J.; *et al.* Evolution of anodised titanium for implant applications. **Heliyon**, Amsterdam, v. 7, n. 7, e07408, 2021. DOI: 10.1016/j.heliyon.2021.e07408. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2021.e07408. Acesso em: 20 out. 2026.

AL-HAWARY, S. I. S.; *et al.* TiO_2/PEG as smart anticorrosion and drug-eluting platforms in inflammatory conditions. **Heliyon**, Amsterdam, v. 10, n. 4, e25605, 2024. DOI: 10.1016/j.heliyon.2024.e25605. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e25605. Acesso em: 20 out. 2026.

AL-MOSAWI, A. I.; ABDULSADA, S. A. Biopolymer-based coatings for anti-corrosion of Ti-alloys used in biomedical applications: a review. **Polymer Engineering and**

Science, Hoboken, v. 64, n. 5, p. 1905-1920, 2024. DOI: 10.1002/pen.26681. Disponível em: https://doi.org/10.1002/pen.26681. Acesso em: 21 out. 2026.

AMIRTHARAJ, K. K.; *et al.* Recent advancements in materials and coatings for biomedical implants. **Gels**, Basel, v. 8, n. 5, p. 323, 2022. DOI: 10.3390/gels8050323. Disponível em: https://doi.org/10.3390/gels8050323. Acesso em: 21 out. 2026.

ANAWATI; *et al.* Improved corrosion resistance of hydroxyapatite-reinforced plasma electrolytic oxide coatings on AZ31 alloy from one-step and two-step fabrications. **Materials Research Express**, Bristol, v. 11, n. 8, 085403, 2024. DOI: 10.1088/2053-1591/ad6b77. Disponível em: https://doi.org/10.1088/2053-1591/ad6b77. Acesso em: 21 out. 2026.

ASSUNÇÃO-SILVA, R. C.; *et al.* Hydrogels and cell based therapies in spinal cord injury regeneration. **Stem Cells International**, Hoboken, v. 2015, 948040, 2015. DOI: 10.1155/2015/948040. Disponível em: https://doi.org/10.1155/2015/948040. Acesso em: 21 out. 2026.

BANSIDDHI, A.; DUNAND, D. C. Titanium and NiTi foams for bone replacement. *In:* NIHAT, M. (ed.). **Bone substitute biomaterials**. Cambridge: Woodhead Publishing, 2014. cap. 7, p. 142-179. DOI: 10.1533/9780857099037.2.142. Disponível em: https://doi.org/10.1533/9780857099037.2.142. Acesso em: 21 out. 2026.

BEILNER, G. *et al.* Ti-25Nb-25Ta alloy treated by plasma electrolytic oxidation in phosphoric acid for implant applications. **Matéria (Rio de Janeiro)**, Rio de Janeiro, v. 26, n. 1, e12933, 2021. Disponível em: https://doi.org/10.1590/S1517-707620210001.12933. Acesso em: 20 out. 2026.

BERGMANN, C. P.; STUMPF, A. Biomaterials. *In:* BERGMANN, C. P. (ed.). **Dental ceramics**. Heidelberg: Springer, 2013. p. 9-15. (Topics in Mining, Metallurgy and Materials Engineering).

BHARADWAJ, A. An overview on biomaterials and its applications in medical science. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**, Bristol, v. 1116, art. 012178, 2021. Disponível em: https://doi.org/10.1088/1757-899X/1116/1/012178. Acesso em: 20 out. 2026.

BLANCH, O. L. *et al*. Deformation behaviour of a FAST diffusion bond processed from dissimilar titanium alloy powders. **Metallurgical and Materials Transactions A**, New York, v. 52, p. 3064-3082, 2021. Disponível em: https://link.springer.com/article/10.1007/s11661-021-06264-4. Acesso em: 20 out. 2026.

BLITZ, J. Nondestructive testing using electromagnetic instrumentation. **Journal of Physics E: Scientific Instruments**, Bristol, v. 16, n. 12, p. 1135-1142, 1983. Disponível em: https://doi.org/10.1088/0022-3735/16/12/002. Acesso em: 20 out. 2026.

BOCCHETTA, P. *et al.* Passive layers and corrosion resistance of biomedical Ti-6Al-4V and β-Ti alloys. **Coatings**, Basel, v. 11, n. 5, p. 487, 2021. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings11050487. Acesso em: 20 out. 2026.

BORTOLINI JUNIOR, C. **Estudo da liga experimental Ti25Ta25Nb3Sn após deformação plástica severa (ECAP).** 2020. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2020. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/entities/publication/68665134-2d1e-4158-90dd-328fa5e250f5. Acesso em: 20 out. 2026.

BORTOLINI JR., C. *et al.* Processing of the Ti25Ta25Nb3Sn experimental alloy using ECAP process for biomedical applications. **Journal of Manufacturing and Materials Processing**, Basel, v. 7, n. 6, p. 201, 2023. Disponível em: https://doi.org/10.3390/jmmp7060201. Acesso em: 20 out. 2026.

CAETANO, G. L. *et al.* One-step plasma electrolytic oxidation in Ti-30Nb-8Zr, Ti, and Nb surfaces. **Surface Engineering**, Abingdon, v. 37, n. 11, p. 1467-1475, 2021. Disponível em: https://doi.org/10.1080/02670844.2021.1996843. Acesso em: 20 out. 2026.

CAI, F.-F. *et al.* Hierarchical surface pattern on Ni-free Ti-based bulk metallic glass to control cell interactions. **Small**, Weinheim, v. 20, n. 22, p. 2310364, 2024. Disponível em: https://doi.org/10.1002/smll.202310364. Acesso em: 20 out. 2026.

CALAZANS NETO, J. V. *et al.* Recent Advances and Prospects in β-type Titanium Alloys for Dental Implants Applications. **ACS Biomaterials Science & Engineering**, Washington, v. 10, n. 10, p. 6029-6060, 2024. DOI: 10.1021/acsbiomaterials.4c00963. Disponível em: https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.4c00963. Acesso em: 20 out. 2026.

CALVERT, K. L. *et al.* Advances in calcium phosphate coatings – anodic spark deposition: a review. **Frontiers in Bioscience**, Singapore, v. 19, n. 3, p. 475-489, 2014. Disponível em: https://storage.imrpress.com/imr/journal/FBL/article/494592/1752774804485.pdf. Acesso em: 21 out. 2026.

CANULLO, L. *et al.* Microscopical and microbiologic characterization of customized titanium abutments after different cleaning procedures. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 25, n. 3, p. 328-336, 2014. Disponível em: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12089. Acesso em: 21 out. 2026.

CAPELIN, G. R. *et al.* Estudo da eletrodeposição de óxido de titânio com adição de magnésio em substrato de titânio com corrente constante. **Matéria (Rio de Janeiro)**, Rio de Janeiro, v. 28, n. 2, e20230029, 2023. Disponível em: https://www.scielo.br/j/rmat/a/F4Fwddw4PpMyNJPyRGc9GBH/?lang=pt. Acesso em: 21 out. 2026.

CATORCENO, L. L. C. **Estudo do encruamento, recristalização e crescimento de grão em chapa da liga de magnésio AZ31B (Mg-3%Al-1%Zn-0,3%Mn).** 2013.

Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013. Disponível em: https://repositorio.usp.br/item/002432502. Acesso em: 21 out. 2026.

CHERNOZEM, R. V. *et al.* Comprehensive characterization of titania nanotubes fabricated on Ti–Nb alloys: surface topography, structure, physicomechanical behavior, and a cell culture assay. **ACS Biomaterials Science & Engineering,** Washington, DC, v. 6, n. 3, p. 1487-1499, 2020. Disponível em: https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.9b01857. Acesso em: 21 out. 2026.

CHOI, S.-R. *et al.* The clinical use of osteobiologic and metallic biomaterials in orthopedic surgery: the present and the future. **Materials**, Basel, v. 16, n. 10, p. 3633, 2023. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma16103633. Acesso em: 21 out. 2026.

CHRIST, H.-J.; SCHMIDT, P. Influence of beta stability on hydrogen diffusion in various beta titanium alloys. **Defect and Diffusion Forum,** Dürnten, v. 289-292, p. 87-94, 2009. Disponível em: https://www.scientific.net/DDF.289-292.87. Acesso em: 21 out. 2026.

COMETA, S. *et al.* Surface characterization of electro-assisted titanium implants: a multi-technique approach. **Materials**, Basel, v. 13, n. 3, p. 705, 2020. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma13030705. Acesso em: 21 out. 2026.

CREMASCO, A. **Propriedades mecânicas e de resistência à corrosão de ligas Ti-35Nb a serem aplicadas como biomaterial.** 2008. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008. Disponível em: https://repositorio.unicamp.br/acervo/detalhe/431610. Acesso em: 21 out. 2026.

DAVIS, R. *et al.* A comprehensive review on metallic implant biomaterials and their subtractive manufacturing. **The International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, London, v. 120, p. 1473–1530, 2022. Disponível em: https://doi.org/10.1007/s00170-021-08488-8. Acesso em: 21 out. 2026.

DONG, Z. *et al.* Surface modification of biomedical titanium alloy for hard tissue repair and reconstruction. **Surface Engineering**, London, v. 40, n. 7-8, 2024. Disponível em: https://doi.org/10.1177/02670844241253964. Acesso em: 21 out. 2026.

DALATI, K. *et al.* Cold consolidation of ball-milled titanium powders using high-pressure torsion. **Metallurgical and Materials Transactions A**, New York, v. 41, n. 13, p. 3308-3317, 2010. Disponível em: https://doi.org/10.1007/s11661-010-0400-6. Acesso em: 21 out. 2026.

EL-CHAIKH, A. *et al.* Effect of microstructure on fatigue properties of several Ti-alloys for aerospace application. **MATEC Web of Conferences**, Les Ulis, v. 321, art. 04015, 2020. Disponível em: https://doi.org/10.1051/matecconf/202032104015. Acesso em: 21 out. 2026.

ELIAZ, N. Corrosion of metallic biomaterials: a review. **Materials**. Basel: MDPI, v. 12, n. 3, art. 407, 2019. DOI: 10.3390/ma12030407.
FAIN, D. W. Introduction to implant dentistry: a student guide. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, New York, v. 75, n. 2, p. 1–100, 2017. Disponível em: https://www.joms.org/pb/assets/raw/Health%20Advance/journals/yjoms/YJOMS752S.pdf. Acesso em: 21 out. 2026.

FANGAIA, S. I. G. *et al.* Evaluation of the tribocorrosion behavior of Ti-6Al-4V biomedical alloy in simulated oral environments. **Processes**, **Basel**, v. 12, n. 7, art. 1283, 2024. DOI: 10.3390/pr12071283. Disponível em: https://doi.org/10.3390/pr12071283. Acesso em: 21 out. 2026.

FATTAH-ALHOSSEINI, A.; MOLAEI, M. A review of functionalizing plasma electrolytic oxidation (PEO) coatings on titanium substrates with laser surface treatments. **Applied Surface Science Advances,** Amsterdam, v. 18, art. 100506, 2023. DOI: 10.1016/j.apsadv.2023.100506. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.apsadv.2023.100506. Acesso em: 21 out. 2026.

FERREIRA NETO, J. R. *et al.* Effect of bulk phase composition on the growth of PEO coatings on the biomedical Ti-6Al-4V alloy. **Materials**, Basel, v. 18, n. 5, art. 955, 2025. DOI: 10.3390/ma18050955. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma18050955. Acesso em: 21 out. 2026.

FU, L. *et al.* Preparation and characterization of fluoride-incorporated plasma electrolytic oxidation coatings on the AZ31 magnesium alloy. **Coatings**, Basel, v. 9, n. 12, p. 826, 2019. DOI: 10.3390/coatings9120826. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings9120826. Acesso em: 21 out. 2026.

FU, Y. *et al.* New approach to produce a nanocrystalline layer on surface of a large size pure titanium plate. **Coatings**, Basel, v. 10, n. 5, p. 430, 2020. DOI: 10.3390/coatings10050430. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings10050430. Acesso em: 21 out. 2026.
.
GABOR, R. *et al.* Preparation of highly wettable coatings on Ti-6Al-4V ELI alloy for traumatological implants using micro-arc oxidation in an alkaline electrolyte. **Scientific Reports**, London, v. 10, art. 19780, 2020. Disponível em: https://doi.org/10.1038/s41598-020-76899-6. Acesso em: 21 out. 2026.

GIRAGOSYAN, K. *et al.* Immunological response to nonresorbable barrier membranes used for guided bone regeneration and formation of pseudo periosteum: a narrative review. **Folia Medica**, Plovdiv, v. 64, n. 1, p. 13–20, 2022. DOI: 10.3897/folmed.64.e60553. Disponível em: https://doi.org/10.3897/folmed.64.e60553. Acesso em: 21 out. 2026.

GOLASZ, P. *et al.* Modification of Ti13Nb13Zr alloy surface via plasma electrolytic oxidation and silver nanoparticles decorating. **Materials**, Basel, v. 18, n. 2, p. 349, 2025. DOI: 10.3390/ma18020349. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma18020349. Acesso em: 21 out. 2026.

GUGLIELMOTTI, M. B.; OLMEDO, D. G.; CABRINI, R. L. Research on implants and osseointegration. **Periodontology 2000**, Hoboken, v. 79, n. 1, p. 178–189, 2019. DOI: 10.1111/prd.12254. Disponível em: https://doi.org/10.1111/prd.12254. Acesso em: 21 out. 2026.

GUCLU, M. Mechanical properties of single-melt PAM processed Ti-6Al-4V forgings. **Key Engineering Materials**, Bäch, v. 551, p. 186-209, 2013. Disponível em: https://www.scientific.net/KEM.551. Acesso em: 21 out. 2026.

GUERRA NETO, C. L. de B. et al. Tratamento de superfície em titânio por oxidação por plasma eletrolítico para aplicação em implantes dentários. **Brazilian Journal of Health Review**, Curitiba, v. 7, n. 2, 2024. DOI: 10.34119/bjhrv7n2-387. Disponível em: https://doi.org/10.34119/bjhrv7n2-387. Acesso em: 21 out. 2026.

GUO, P. Y. *et al.* Growth mechanism and corrosion behavior of ceramic coatings on CP-Ti produced by plasma electrolytic oxidation. **Advanced Materials Research**, **Bäch**, v. 154-155, p. 896-901, 2011. Disponível em: https://www.scientific.net/AMR.154-155.896. Acesso em: 21 out. 2026.

HABAZAKI, H. *et al.* Formation and characterization of wear-resistant PEO coatings formed on β-titanium alloy at different electrolyte temperatures. **Applied Surface Science**, Amsterdam, v. 259, p. 711-718, 2012. DOI: 10.1016/j.apsusc.2012.07.104. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2012.07.104. Acesso em: 21 out. 2026.

HABAZAKI, H. *et al.* Spark anodizing of β-Ti alloy for wear-resistant coating. **Surface and Coatings Technology**, Lausanne, v. 201, n. 21, p. 8730–8737, 2007. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2006.05.041. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2006.05.041. Acesso em: 21 out. 2026.

HAMLEKHAN, A. *et al.* Fabrication of Anti-Aging TiO_2 Nanotubes on Biomedical Ti Alloys. **PLoS ONE**, San Francisco, v. 9, n. 5, e0096213, 2014. DOI: 10.1371/journal.pone.0096213. Disponível em: https://doi.org/10.1371/journal.pone.0096213. Acesso em: 21 out. 2026.

HANAWA, T. Biocompatibility of titanium from the viewpoint of its surface. **Science and Technology of Advanced Materials**, Abingdon, v. 23, n. 1, p. 457–472, 2022. DOI: 10.1080/14686996.2022.2106156. Disponível em: https://doi.org/10.1080/14686996.2022.2106156. Acesso em: 21 out. 2026.

HRYNIEWICZ, T. Plasma Electrolytic Oxidation of Metals and Alloys. **Metals**, Basel, v. 8, n. 12, p. 1058, 2018. DOI: 10.3390/met8121058. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met8121058. Acesso em: 21 out. 2026.

HSU, H.-C. *et al.* Characterization of Hydroxyapatite/Chitosan Composite Coating Obtained from Crab Shells on Low-Modulus Ti-25Nb-8Sn Alloy through Hydrothermal Treatment. **Coatings**, Basel, v. 13, n. 2, p. 228, 2023. DOI: 10.3390/coatings13020228. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings13020228. Acesso em: 21 out. 2026.

HUANG, T. *et al.* Incorporation of inorganic elements onto titanium-based implant surfaces by one-step plasma electrolytic oxidation: an efficient method to enhance osteogenesis. **Biomaterials Science,** Cambridge, v. 10, n. 23, p. 6656–6674, 2022. Disponível em: https://doi.org/10.1039/d2bm00818a. Acesso em: 21 out. 2026.

HULKA, I. *et al.* Microstructure and Mechanical Characteristics of Ti-Ta Alloys before and after NaOH Treatment and Their Behavior in Simulated Body Fluid. **Materials,** Basel, v. 16, n. 5, 2023. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma16051948. Acesso em: 21 out. 2026.

HUSSEIN, R. O. *et al.* The effect of current mode and discharge type on the corrosion resistance of plasma electrolytic oxidation (PEO) coated magnesium alloy AJ62. **Surface and Coatings Technology,** Amsterdam, v. 206, n. 7, p. 1990–1997, 2011. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2011.08.060. Acesso em: 21 out. 2026.

HUZUM, B. *et al.* Biocompatibility assessment of biomaterials used in orthopedic devices: An overview (Review). **Experimental and Therapeutic Medicine,** Athens, v. 22, n. 5, art. 1315, 2021. Disponível em: https://doi.org/10.3892/etm.2021.10750. Acesso em: 21 out. 2026.

IIJIMA, M. *et al.* Microstructures of beta-titanium orthodontic wires joined by infrared brazing. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, Hoboken, v. 79B, n. 1, p. 137–141, 2006. Disponível em: https://doi.org/10.1002/jbm.b.30523. Acesso em: 21 out. 2026.

IMSHINETSKIY, I. *et al.* Effect of carbon nanotubes incorporation on the properties of the PEO coatings formed on MgMn-Ce alloy. **MATEC Web of Conferences**, Les Ulis, v. 376, art. 01010, 2023. DOI: 10.1051/matecconf/202337601010. Disponível em: https://doi.org/10.1051/matecconf/202337601010. Acesso em: 21 out. 2026.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). **ISO 21920-2:**2021: Geometrical product specifications (GPS) — Surface texture: Profile — Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters. Genebra: ISO, 2021.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). **ISO 2360:2017**: Non-conductive coatings on non-magnetic electrically conductive base metals — Measurement of coating thickness — Amplitude-sensitive eddy-current method. Geneva: ISO, 2017.

ISLAM, N. *et al.* Biomaterials in drug delivery and clinical applications. **Preprints.org**, Basel, 2024. Preprint. Disponível em: https://doi.org/10.20944/preprints202407.1028.v1. Acesso em: 21 out. 2026.

IVANOVA, E. *et al*. **New functional biomaterials for medicine and healthcare.** Cambridge: Woodhead Publishing, 2014. (Woodhead Publishing Series in Biomaterials, v. 67).

JAWED, S. F. *et al.* Effect of Alloying Elements on the Compressive Mechanical Properties of Biomedical Titanium Alloys: A Systematic Review. **ACS Omega**,

Washington, DC, v. 7, n. 34, p. 29526–29542, 2022. DOI: 10.1021/acsomega.2c02096. Disponível em: https://doi.org/10.1021/acsomega.2c02096. Acesso em: 21 out. 2026.

JIMENEZ-MARCOS, C. *et al.* Experimental research on new developed titanium alloys for biomedical applications. **Bioengineering**, Basel, v. 9, n. 11, p. 686, 2022. Disponível em: https://doi.org/10.3390/bioengineering9110686. Acesso em: 21 out. 2026.

JIRU, J. *et al.* The use of electrochemical methods to determine the effect of nitrides of alloying elements on the electrochemical properties of titanium β-alloys. **International Journal of Molecular Sciences**, Basel, v. 24, n. 2, p. 1656, 2023. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ijms24021656. Acesso em: 21 out. 2026.

KANNAN, M. B. *et al.* Electrochemical surface engineering of magnesium metal by plasma electrolytic oxidation and calcium phosphate deposition: biocompatibility and *in vitro* degradation studies. **RSC Advances**, Cambridge, v. 8, n. 51, p. 29189–29200, 2018. Disponível em: https://doi.org/10.1039/C8RA05278F. Acesso em: 21 out. 2026.

KAPLONEK, W.; NADOLNY, K. Assessment of the grinding wheel active surface condition using SEM and image analysis techniques. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, Berlin, v. 35, p. 207–215, 2013. Disponível em: https://doi.org/10.1007/s40430-013-0034-1. Acesso em: 21 out. 2026.

KASEK-KESIK, A.; KALEMBA-REC, I.; SIMKA, W. Anodization of a medical-grade Ti-6Al-7Nb alloy in a $Ca(H_2PO_2)_2$-hydroxyapatite suspension. **Materials**, Basel, v. 12, n. 18, p. 3002, 2019. DOI: 10.3390/ma12183002. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma12183002. Acesso em: 21 out. 2026.

KELESTEMUR, O.; YILDIZ, S. Effect of marble dust on the corrosion resistance of glass fiber reinforced mortars. **Scientia Iranica**, Tehran, v. 23, n. 3, p. 896–906, 2016. DOI: 10.24200/sci.2016.2168. Disponível em: https://www.sid.ir/en/VEWSSID/J_pdf/955201603A06.pdf. Acesso em: 21 out. 2026.

KHALID, A. The bulk modulus of β-type titanium alloys for hip and bone replacement. **Tikrit Journal of Pure Science**, Tikrit, v. 28, n. 1, p. 61–65, 2023. DOI: 10.25130/tjps.v28i1.1266. Disponível em: https://doi.org/10.25130/tjps.v28i1.1266. Acesso em: 21 out. 2026.

KOWALCZUK, D.; PITUCHA, M. Application of FTIR method for the assessment of immobilization of active substances in the matrix of biomedical materials. **Materials**, Basel, v. 12, n. 18, p. 2972, 2019. DOI: 10.3390/ma12182972. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma12182972. Acesso em: 21 out. 2026.

KURODA, P. A. B. *et al.* Effect of molybdenum on structure, microstructure and mechanical properties of biomedical Ti-20Zr-Mo alloys. **Materials Science and Engineering: C**, Amsterdam, v. 67, p. 511–515, 2016. DOI: 10.1016/j.msec.2016.05.053. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.05.053. Acesso em: 21 out. 2026.

KURODA, P. A. B. *et al.* Effect of the incorporation of bactericidal agents Ag, Cu, and Zn through micro-arc oxidation on the properties of the Ti-25Ta alloy surface. **Materials Research**, São Carlos, v. 27, e20230410, 2024. DOI: 10.1590/1980-5373-MR-2023-0410. Disponível em: https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2023-0410. Acesso em: 21 out. 2026.

KURODA, P. A. B. *et al.* Surface characterization of new β Ti-25Ta-Zr-Nb alloys modified by micro-arc oxidation. **Materials**, Basel, v. 16, n. 6, p. 2352, 2023. DOI: 10.3390/ma16062352. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma16062352. Acesso em: 21 out. 2026.

KURUP, A. *et al.* Surface modification techniques of titanium and titanium alloys for biomedical dental applications: a review. **Materials Today: Proceedings**, Amsterdam, v. 39, pt. 1, p. 84–90, 2021. DOI: 10.1016/j.matpr.2020.06.163. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.06.163. Acesso em: 21 out. 2026.

KYDYRMOLLA, M. K. *et al.* Studying the influence of electrolyte composition on the structure and properties of the surface layer of aluminum alloys during plasma-electrolytic processing. **Materials of International Practical Internet Conference "Challenges of Science"**, Almaty, Issue VI, 2023. DOI: https://doi.org/10.31643/2023.16. Disponível em: https://doi.org/10.31643/2023.16. Acesso em: 21 out. 2026.

LAN, X. *et al.* $SmCl_3$'s effect on plasma electrolytic oxidation coating's corrosion characteristics on AZ91D. **Materials Science and Technology**, Abingdon, v. 38, n. 18, 2022. DOI: https://doi.org/10.1080/02670836.2022.2094574. Disponível em: https://doi.org/10.1080/02670836.2022.2094574. Acesso em: 21 out. 2026.

LEE, J.-H. *et al.* Characterization of ceramic oxide layer produced on commercial Al alloy by plasma electrolytic oxidation in various KOH concentrations. **Journal of the Korean Institute of Surface Engineering**, Seoul, v. 49, n. 2, 2016. Disponível em: https://www.dbpia.co.kr/journal/articleDetail?nodeId=NODE06669325. Acesso em: 21 out. 2026.

LEIJTEN, J. *et al.* Spatially and temporally controlled hydrogels for tissue engineering. **Materials Science and Engineering: R: Reports**, Amsterdam, v. 119, p. 1–35, 2017. DOI: https://doi.org/10.1016/j.mser.2017.07.001. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.mser.2017.07.001. Acesso em: 21 out. 2026.

LEYENS, C.; PETERS, M. **Titanium and titanium alloys:** fundamentals and applications. Weinheim: John Wiley & Sons, 2003.

LI, H.-F. *et al.* Recent advances in tribological and wear properties of biomedical metallic materials. **Rare Metals**, Beijing, v. 40, n. 11, p. 3091–3106, 2021. DOI: https://doi.org/10.1007/s12598-021-01796-z. Disponível em: https://link.springer.com/article/10.1007/s12598-021-01796-z. Acesso em: 21 out. 2026.

LI, J.; LIU, X. Chemical surface modification of metallic biomaterials. In: LI, Y.; NARAYAN, R. (ed.). **Surface Coating and Modification of Metallic Biomaterials**. Duxford: Woodhead Publishing, 2015. cap. 5, p. 159–183. Disponível em: https://doi.org/10.1016/B978-1-78242-303-4.00005-3. Acesso em: 21 out. 2026.

LIANG, W. *et al.* Prospective applications of bioactive materials in orthopedic therapies: A review. **Heliyon**, Amsterdam, v. 10, n. 16, e36152, 2024. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e36152. Acesso em: 21 out. 2026.

LIN, Z. *et al.* Facile preparation of epoxide-functionalized surfaces via photocurable copolymer coatings and subsequent immobilization of iminodiacetic acids. **ACS Applied Materials & Interfaces**, Washington, DC, v. 10, n. 47, p. 40871–40879, 2018. Disponível em: https://doi.org/10.1021/acsami.8b15716. Acesso em: 21 out. 2026.

LIU, J. *et al.* Surface treatment and bioinspired coating for 3D-printed implants. **Frontiers in Chemistry**, Lausanne, v. 9, 2021. Disponível em: https://doi.org/10.3389/fchem.2021.768007. Acesso em: 21 out. 2026.

LUAN, P.; OEHRLEIN, G. S. Characterization of ultrathin polymer films using p-polarized ATR-FTIR and its comparison with XPS. **Langmuir**, **Washington, DC**, v. 35, n. 12, p. 4270–4277, 2019. DOI: https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.9b00316. Acesso em: 21 out. 2026.

LUZ, A. R. *et al.* Characterization of the morphology, structure and wettability of phase dependent lamellar and nanotube oxides on anodized Ti-10Nb alloy. **Applied Surface Science**, Amsterdam, v. 448, p. 30–40, 2018. DOI: https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2018.04.079. Acesso em: 21 out. 2026.

LV, K. Q. *et al.* Study on the microstructure and mechanical properties of dynamic recrystallization of metastable β titanium alloy. **Materials Science Forum**, Bäch, v. 1064, p. 275–281, 2022. DOI: https://doi.org/10.4028/p-DMSA85. Acesso em: 21 out. 2026.

MA, X. *et al.* Investigation of electrode distance impact on PEO coating formation assisted by simulation. **Applied Surface Science**, Amsterdam, v. 388, pt. A, p. 304–312, 2016. DOI: https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2016.01.030. Acesso em: 21 out. 2026.

MAHAJAN, A.; SIDHU, S. S. Surface modification of metallic biomaterials for enhanced functionality: a review. **Materials Technology**, Abingdon, v. 33, n. 2, p. 93–105, 2018. DOI: https://doi.org/10.1080/10667857.2017.1377971. Acesso em: 21 out. 2026.

MALINOVSCHI, V. *et al.* Improvement of Mechanical and Corrosion Properties of Commercially Pure Titanium Using Alumina PEO Coatings. **Coatings**, Basel, v. 12, n. 1, art. 29, 2022. https://doi.org/10.3390/coatings12010029. Acesso em: 21 out. 2026.

MALINOVSCHI, V. *et al*. Obtaining and characterization of PEO layers prepared on CP-Ti in sodium dihydrogen phosphate dihydrate acidic electrolyte solution. **Surface and Coatings Technology**, Amsterdam, v. 375, p. 621-636, 2019. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2019.07.034. Acesso em: 21 out. 2026.

MALTA, A. F. O. *et al.* Graphene oxide applications in dentistry: integrative literature review. **Journal of Health Sciences**, Londrina, v. 21, n. 4, p. 376–381, 2019. https://doi.org/10.17921/2447-8938.2019v21n4p376-81. Acesso em: 21 out. 2026.

MANTIONE, J. *et al.* Properties of novel high temperature titanium alloys for aerospace applications. **MATEC Web of Conferences**, Les Ulis, v. 321, art. 04006, 2020. https://doi.org/10.1051/matecconf/202032104006. Acesso em: 21 out. 2026.

MARIN, E.; LANZUTTI, A. Biomedical Applications of Titanium Alloys: A Comprehensive Review. **Materials**, Basel, v. 17, n. 1, art. 114, 2024. DOI: 10.3390/ma17010114. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma17010114. Acesso em: 21 out. 2026.

MARQUES, I. S. V. *et al.* Incorporation of Ca, P, and Si on bioactive coatings produced by plasma electrolytic oxidation: The role of electrolyte concentration and treatment duration. **Biointerphases**, Melville, NY, v. 10, n. 4, art. 041002, 2015. DOI: 10.1116/1.4932579. Disponível em: https://doi.org/10.1116/1.4932579. Acesso em: 21 out. 2026.

MARTINELLI, S. *et al.* Enhanced Embedding of Cations into Titanium Surfaces by AC Plasma Electrolytic Oxidation for Osteointegrated Implants. **Advanced Engineering Materials**, **Weinheim**, v. 25, n. 19, art. 2300642, 2023. DOI: 10.1002/adem.202300642. Disponível em: https://doi.org/10.1002/adem.202300642. Acesso em: 21 out. 2026.

MASAHASHI, N. *et al.* Biocompatible functional surface of titanium-based implant materials. **International Materials Reviews,** Abingdon, v. 70, n. 6, 2025. DOI: 10.1177/09506608251345899. Disponível em: https://doi.org/10.1177/09506608251345899. Acesso em: 21 out. 2026.

MIGUEL, V. *et al.* Surface texture effect on tribologic behaviour in nitrocarburized X40CrMoV5 1 steel layers. **Revista de Metalurgia,** Madrid, v. 41, n. extra, 2005. DOI: 10.3989/revmetalm.934. Disponível em: https://revistademetalurgia.revistas.csic.es/index.php/revistademetalurgia/article/view/934. Acesso em: 21 out. 2026.

MIRANDA, V. H. S. *et al.* Tipos de superficie en los implantes dentales. **Polo del Conocimiento,** Guayaquil, v. 2, n. 6, p. 265–303, 2017. Disponível em: https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=9699970. Acesso em: 21 out. 2026.

MITRAN, V. *et al.* Biological behaviour and enhanced anticorrosive performance of the nitrided superelastic Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr-0.5N alloy. **BioMed Research International,** London, v. 2015, Article ID 261802, 2015. DOI: https://doi.org/10.1155/2015/261802. Disponível em: https://doi.org/10.1155/2015/261802. Acesso em: 21 out. 2026.

MOHAMED FADZIL, F. S. *et al.* Optimization of TiAlN Coatings on HSS Inserts by Physical Vapour Deposition Process Using Taguchi Technique. **Advanced Materials Research**, Durnten-Zurich, v. 879, p. 27–31, 2014. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.879.27. Disponível em: https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.879.27. Acesso em: 21 out. 2026.

MOHEDANO, M.; MINGO, B. Special Issue: Plasma Electrolytic Oxidation (PEO) Coatings. **Coatings**, Basel, v. 11, n. 1, art. 111, 2021. DOI: https://doi.org/10.3390/coatings11010111. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings11010111. Acesso em: 21 out. 2026.

MONETTA, T. *et al.* Recent advances in the control of the degradation rate of PEO treated magnesium and its alloys for biomedical applications. **Metals,** Basel, v. 10, n. 7, art. 907, 2020. DOI: 10.3390/met10070907. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met10070907. Acesso em: 21 out. 2026.

MORAES, D. A. *et al.* Creep of high-strength steel coated with plasma sprayed self-fluxing alloy. **Metals,** Basel, v. 13, n. 4, art. 763, 2023. DOI: 10.3390/met13040763. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met13040763. Acesso em: 21 out. 2026.

MUNTEAN, R. *et al.* Characteristics of hydroxyapatite-modified coatings based on TiO_2 obtained by plasma electrolytic oxidation and electrophoretic deposition. **Materials,** Basel, v. 16, n. 4, art. 1410, 2023. DOI: 10.3390/ma16041410. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma16041410. Acesso em: 21 out. 2026.

NAGARAJAN, B.; SUNDARAM, C. M. Evaluation of different electrolytic solution composition on the microstructure and corrosion study on AZ31 magnesium alloy using PEO method. **Physica Scripta,** Bristol, v. 99, n. 12, art. 125003, 2024. DOI: 10.1088/1402-4896/ad8a05. Disponível em: https://doi.org/10.1088/1402-4896/ad8a05. Acesso em: 21 out. 2026.

NAIR, K. C. *et al.* Hardness of dental materials is an essential property that determines the life of restorations-an overview. **Acta Scientific Dental Sciences**, Hyderabad, v. 6, n. 12, p. 129–134, 2022. DOI: 10.31080/ASDS.2022.06.1523. Disponível em: https://actascientific.com/ASDS/pdf/ASDS-06-1523.pdf. Acesso em: 21 out. 2026.

NARITA, K. *et al.* Relationship between heterogeneous microstructure and fatigue strength of Ti-Nb-Ta-Zr alloy for biomedical materials subjected to aging treatments. **Materials Science Forum**, Dürnten-Zurich, v. 783–786, p. 1313–1318, 2014. DOI: 10.4028/www.scientific.net/MSF.783-786.1313. Disponível em: https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.783-786.1313. Acesso em: 21 out. 2026.

NARTITA, R. *et al.* Sustainable coatings on metallic alloys as a nowadays challenge. **Sustainability,** Basel, v. 13, n. 18, art. 10217, 2021. DOI: 10.3390/su131810217. Disponível em: https://doi.org/10.3390/su131810217. Acesso em: 21 out. 2026.

NIAZI, H. *et al.* Structure–property correlation in EEMAO fabricated TiO_2–Al_2O_3 nanocomposite coatings. **ACS Applied Materials & Interfaces,** Washington, DC, v. 6, n. 8, p. 5538–5547, 2014. DOI: 10.1021/am5000406. Disponível em: https://doi.org/10.1021/am5000406. Acesso em: 21 out. 2026.

NIE, X. *et al.* Effects of solution pH and electrical parameters on hydroxyapatite coatings deposited by a plasma-assisted electrophoresis technique. **Journal of Biomedical Materials Research,** New York, v. 57, n. 4, p. 612–618, 2001. DOI: 10.1002/jbm.1108. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11553892/. Acesso em: 21 out. 2026.

ODEGAARD, K. S. *et al.* Structural and biomedical properties of common additively manufactured biomaterials: A concise review. **Metals**, Basel, v. 10, n. 12, art. 1677, 2020. DOI: 10.3390/met10121677. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met10121677. Acesso em: 21 out. 2026.

OH, K. *et al.* Properties of titanium–silver alloys for dental application. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials,** New York, v. 74B, n. 1, p. 649–658, 2005. DOI: 10.1002/jbm.b.30274. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15806569/. Acesso em: 21 out. 2026.

PESODE, P.; BARVE, S. Surface modification of titanium and titanium alloy by plasma electrolytic oxidation process for biomedical applications: A review. **Materials Today: Proceedings**, Amsterdam, v. 46, p. 594-602, 2021. DOI: 10.1016/j.matpr.2020.08.663. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.08.663. Acesso em: 21 out. 2026.

PESSOA, K. Q. *et al.* Funcionalização de superfícies de Ti-6Al-4V por incorporações de íons e/ou partículas em revestimentos obtidos por anodização assistida por plasma: uma revisão. In: ELIAS, C. N. *et al.* (org.). **Biomateriais: propriedades e aplicações**. Recife: Even3, 2023. cap. 5, p. 67–77. Disponível em: https://lume.ufrgs.br/handle/10183/263839. Acesso em: 21 out. 2026.

PEZZATO, L. *et al.* Corrosion properties of plasma electrolytic oxidation coated AA7075 treated using an electrolyte containing lanthanum-salts. *Surface and Interface Analysis*, Chichester, v. 49, n. 7, p. 729–738, 2017. DOI: 10.1002/sia.5983. Disponível em: https://doi.org/10.1002/sia.5983. Acesso em: 21 out. 2026.

PEZZATO, L. *et al.* Influence of silicon morphology on direct current plasma electrolytic oxidation process in AlSi10Mg alloy produced with laser powder bed fusion. ***Scientific Reports*****,** London, v. 12, art. 14329, 2022. DOI: 10.1038/s41598-022-18176-x. Disponível em: https://doi.org/10.1038/s41598-022-18176-x. Acesso em: 21 out. 2026.

PEZZATO, L. *et al.* Tribocorrosion properties of PEO coatings produced on AZ91 magnesium alloy with silicate- or phosphate-based electrolytes. **Coatings,** Basel, v. 8, n. 6, art. 202, 2018. DOI: 10.3390/coatings8060202. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings8060202. Acesso em: 21 out. 2026.

PHAN, T. *et al.* A biocompatibility study of plasma nanocoatings onto cobalt chromium L605 alloy for cardiovascular stent applications. **Materials,** Basel, v. 15, n. 17, art. 5968, 2022. DOI: 10.3390/ma15175968. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma15175968. Acesso em: 21 out. 2026.

PIERETTI, E. F. **Biomecânica aplicada na avaliação de propriedades de implantes ortopédicos metálicos tratados por feixe laser.** 2016. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Materiais) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016. Disponível em: https://teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85134/tde-18042017-145929/pt-br.html. Acesso em: 21 out. 2026.

PIZZATTO, F. O. *et al.* Análise de desempenho de placas cerâmicas porosas obtidas com resíduo de vidro e lama de cal para aplicação em fachadas ventiladas. **Cerâmica,** São Paulo, v. 67, n. 384, p. 388–398, 2021. DOI: 10.1590/0366-69132021673843144. Disponível em: https://www.scielo.br/j/ce/a/QMyWZTMgngWRCDtVJfJH9Cn/. Acesso em: 21 out. 2026.

POLMEAR, I. J. **Light Alloys:** Metallurgy of the Light Metals. 3. ed. Chichester: John Wiley & Sons, 1995. p. 248–314.

PONTE, G. D. *et al.* Adhesion improvement between epoxy and stainless steel using a silane coupling agent in an atmospheric plasma process. **Plasma Processes and Polymers,** Weinheim, v. 12, n. 4, p. 347–361, 2015. DOI: 10.1002/ppap.201400157. Disponível em: https://doi.org/10.1002/ppap.201400157. Acesso em: 21 out. 2026.

PRANESH, B. *et al.* A study on mechanical, tribological and biological characteristics of titanium hydroxyapatite (Ti-HA) implants. In: **Hydroxyapatite (HAp) for Biomedical Applications.** London: IntechOpen, 2017. DOI: 10.5772/intechopen.68885. Disponível em: https://doi.org/10.5772/intechopen.68885. Acesso em: 21 out. 2026.

QIN, Y. K. *et al.* Compositions and tribological properties of PEO coatings on Ti6Al4V alloy. **Surface Engineering,** Abingdon, v. 33, n. 12, p. 895–902, 2017. DOI: 10.1179/1743294414Y.0000000412. Disponível em: https://doi.org/10.1179/1743294414Y.0000000412. Acesso em: 21 out. 2026.

RAKHADILOV, B.; BAIZHAN, D. Creation of bioceramic coatings on the surface of Ti–6Al–4V alloy by plasma electrolytic oxidation followed by gas detonation spraying. **Coatings,** Basel, v. 11, n. 12, art. 1433, 2021. DOI: 10.3390/coatings11121433. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings11121433. Acesso em: 21 out. 2026.

RANGEL, A. L. R. **Modificação da superfície da liga Ti15Mo após crescimento de nanotubos de TiO_2 a partir da formação de filmes de polímeros bioativos**. 2017. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica – Área de Materiais) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista (UNESP), **Guaratinguetá**, 2017. Disponível em: https://repositorio.unesp.br/server/api/core/bitstreams/f3cc61de-ecc0-4448-9104-e855756dd54f/content. Acesso em: 21 out. 2026.

RAPHEAL, G. *et al.* Wear behavior of plasma electrolytic oxidation (PEO) and hybrid coatings of PEO and laser on MRI 230D magnesium alloy. **Wear,** Amsterdam, v. 271, n. 9–10, p. 1987–1997, 2011. DOI: 10.1016/j.wear.2011.01.071. Disponível em: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0043164811000901. Acesso em: 21 out. 2026.

RAUT, H. K. *et al.* Biocompatibility of biomaterials for tissue regeneration or replacement. **Biotechnology Journal,** Weinheim, v. 15, n. 12, art. e2000160, 2020. DOI: 10.1002/biot.202000160. Disponível em: https://analyticalsciencejournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/biot.202000160. Acesso em: 21 out. 2026.

RAVI, C. *et al.* First-principles study of phase equilibrium in Ti–V, Ti–Nb, and Ti–Ta alloys. **CALPHAD,** Oxford, v. 54, p. 125–133, 2016. DOI: 10.1016/j.calphad.2016.07.001. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.calphad.2016.07.001. Acesso em: 21 out. 2026.

REDDY, K. R. Energy-dispersive X-ray microanalysis of a herbal antimicrobial: Fifatrol. **Asian Journal of Pharmaceutics**, Bengaluru, v. 17, n. 1, 2023. DOI: 10.22377/ajp.v17i1.4717. Disponível em: https://www.asiapharmaceutics.info/index.php/ajp/article/view/4717. Acesso em: 21 out. 2026.

REIS, R.; PANDOLFO, V. Obtenção de austenita expandida (fase S): nitretação por plasma em baixa temperatura × SHTPN – parte 1. **Matéria (Rio de Janeiro)**, Rio de Janeiro, v. 20, n. 1, p. 67–81, 2015. DOI: 10.1590/S1517-707620150001.0006. Disponível em: https://www.scielo.br/j/rmat/a/SsJLvb5pJmw7sZ3qbzH4FXd/?lang=pt. Acesso em: 21 out. 2026.

RESHADI, F. *et al.* Surface modification of severe plastically deformed ultrafine grained pure titanium by plasma electrolytic oxidation. **Surface and Coatings Technology,** Lausanne, v. 316, p. 113–121, 2017. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2017.02.086. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2017.02.086. Acesso em: 21 out. 2026.

RIZWAN, M. *et al.* Surface modification of valve metals using plasma electrolytic oxidation for antibacterial applications: A review. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, Hoboken, v. 106, n. 2, p. 590–605, 2018. DOI: 10.1002/jbm.a.36261. Disponível em: https://doi.org/10.1002/jbm.a.36261. Acesso em: 21 out. 2026.

RODRIGUEZ, L. *et al.* Plasma electrolytic oxidation coatings on γ-TiAl alloy for potential biomedical applications. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials,** Hoboken, v. 102, n. 5, p. 988–1001, 2014. DOI: 10.1002/jbm.b.33079. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24259371/. Acesso em: 21 out. 2026.

ROGOV, A. B. *et al.* The role of cathodic current in plasma electrolytic oxidation of aluminum: phenomenological concepts of the "soft sparking" mode. **Langmuir**,

Washington, DC, v. 33, n. 41, p. 11059–11069, 2017. DOI: 10.1021/acs.langmuir.7b02400. Disponível em: https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.7b02400. Acesso em: 21 out. 2026.

ROKOSZ, K. *et al.* Investigation of porous coatings obtained on Ti-Nb-Zr-Sn alloy biomaterial by plasma electrolytic oxidation: Characterisation and modelling. **The International Journal of Advanced Manufacturing Technology,** London, v. 87, n. 9–12, p. 3497–3512, 2016. DOI: 10.1007/s00170-016-8725-2. Disponível em: https://doi.org/10.1007/s00170-016-8725-2. Acesso em: 21 out. 2026.

ROKOSZ, K. *et al.* Characterization of porous phosphate coatings enriched with magnesium or zinc on cp titanium grade 2 under DC plasma electrolytic oxidation. **Metals,** Basel, v. 8, n. 2, art. 112, 2018a. DOI: 10.3390/met8020112. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met8020112. Acesso em: 21 out. 2026.

ROKOSZ, K. *et al.* SEM, EDS, and XPS characterization of coatings obtained on titanium during AC plasma electrolytic process enriched in magnesium. **Advances in Materials Science,** Białystok, v. 18, n. 3, p. 68–78, 2018b. DOI: 10.2478/adms-2018-0018. Disponível em: https://doi.org/10.2478/adms-2018-0018. Acesso em: 21 out. 2026.

ROKOSZ, K. *et al.* Fabrication and characterisation of porous coatings enriched with copper on CP titanium grade 2 under plasma electrolytic oxidation. **Tehnički vjesnik,** Slavonski Brod, v. 26, n. 1, p. 128–134, 2019. DOI: 10.17559/TV-20170927121034. Disponível em: https://doi.org/10.17559/TV-20170927121034. Acesso em: 21 out. 2026.

ROKOSZ, K. *et al.* Phosphate coatings enriched with copper on titanium substrate fabricated via DC-PEO process. **Materials,** Basel, v. 13, n. 6, art. 1295, 2020. DOI: 10.3390/ma13061295. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma13061295. Acesso em: 21 out. 2026.

RUZBARSKY, J.; MITAL, G. Diagnostics of selected surface characteristics with laser profilometry. **MM Science Journal**, Prague, 2018. DOI: 10.17973/MMSJ.2018_10_2018048. Disponível em: https://doi.org/10.17973/MMSJ.2018_10_2018048. Acesso em: 21 out. 2026.

SAHA, B. *et al.* Development and certification of Ti-8Al-1Mo-1V alloy for HP compressor blades for Adour engine applications. **Bulletin of Materials Science,** Bengaluru, v. 19, n. 4, p. 661–669, 1996. DOI: 10.1007/BF02744933. Disponível em: https://doi.org/10.1007/BF02744933. Acesso em: 21 out. 2026.

SALAHSHOURI, F. *et al.* Plasma electrolytic oxidation (PEO) coating on γ-TiAl alloy: investigation of bioactivity and corrosion behavior in simulated body fluid. **Metals,** Basel, v. 12, n. 11, art. 1866, 2022. DOI: 10.3390/met12111866. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met12111866. Acesso em: 21 out. 2026.

SALVADOR, C. A. F. *et al.* Selection of Ti alloys for bio-implants: an application of the Ashby approach with conflicting objectives. **Advanced Engineering Materials,**

Weinheim, v. 25, n. 22, art. e2301169, 2023. DOI: 10.1002/adem.202301169. Disponível em: https://doi.org/10.1002/adem.202301169. Acesso em: 21 out. 2026.

SANCHIS, E. S. **Propiedades ópticas y eléctricas de monocristales de materiales híbridos.** 2024. Tese (Doutorado) – Universitat Politècnica de València, **València**, 2024. DOI: 10.4995/Thesis/10251/202755. Disponível em: https://riunet.upv.es/handle/10251/202755. Acesso em: 21 out. 2026.

SANTOS, P. B. *et al.* Wear resistance of plasma electrolytic oxidation coatings on Ti-6Al-4V ELI alloy processed by additive manufacturing. **Metals,** Basel, v. 12, n. 7, art. 1070, 2022. DOI: 10.3390/met12071070. Disponível em: https://doi.org/10.3390/met12071070. Acesso em: 21 out. 2026.

SARGENT, G. A. *et al.* Variant selection during cooling after beta annealing of Ti-6Al-4V ingot material. **Metallurgical and Materials Transactions A**, New York, v. 43, n. 10, p. 3570–3585, 2012. DOI: 10.1007/s11661-012-1178-5. Disponível em: https://doi.org/10.1007/s11661-012-1178-5. Acesso em: 21 out. 2026.

SARRAF, M. *et al.* A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications. **Bio-Design and Manufacturing,** Singapore, v. 5, n. 1, p. 43–71, 2022. DOI: 10.1007/s42242-021-00170-3. Disponível em: https://doi.org/10.1007/s42242-021-00170-3. Acesso em: 21 out. 2026.

SCHNEIDER, M. *et al.* Corrosion protection of thickness reduced plasma electrolytic layers on AZ31. **Materials and Corrosion,** Weinheim, v. 67, n. 9, p. 921–928, 2016. DOI: 10.1002/maco.201508859. Disponível em: https://doi.org/10.1002/maco.201508859. Acesso em: 21 out. 2026.

SELIMIN, M. A. *et al.* Oxidation of titanium in acetic acid for biomedical application. **Advanced Materials Research,** Bäch, v. 1125, p. 455–459, 2015. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.1125.455. Disponível em: https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.1125.455. Acesso em: 21 out. 2026.

SENOPATI, G. *et al.* Design and characterization of novel Ti-8Mo-xFe-yCu alloys as implant materials: Evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and antibacterial potential. **Materials Science and Technology,** Abingdon, v. 41, n. 16, p. 1177–1190, 2025. DOI: 10.1080/02670836.2025.2525334. Disponível em: https://doi.org/10.1080/02670836.2025.2525334. Acesso em: 21 out. 2026.

SHAO, M. *et al.* Preparation of wear-resistant coating on Ti6Al4V alloy by cold spraying and plasma electrolytic oxidation. **Coatings,** Basel, v. 11, n. 11, art. 1288, 2021. DOI: 10.3390/coatings11111288. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings11111288. Acesso em: 21 out. 2026.

SHAR, A. M. *et al.* Wettability alterations of Sui Main limestone carbonate rocks using methylene blue and alumina based nanofluids: implications for EOR. **Preprints,** Basel, 2023. DOI: 10.20944/preprints202307.0521.v1. Disponível em: https://doi.org/10.20944/preprints202307.0521.v1. Acesso em: 21 out. 2026.

SIDAMBE, A. T. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—a review. **Materials,** Basel, v. 7, n. 12, p. 8168–8188, 2014. DOI: 10.3390/ma7128168. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma7128168. Acesso em: 21 out. 2026.

SIKDAR, S. *et al.* Plasma electrolytic oxidation (PEO) process—processing, properties, and applications. **Nanomaterials,** Basel, v. 11, n. 6, art. 1375, 2021. DOI: 10.3390/nano11061375. Disponível em: https://doi.org/10.3390/nano11061375. Acesso em: 21 out. 2026.

SILVA, A. C. *et al.* Production of porous ZrO_2–TiO_2 ceramic coatings on the biomedical Ti-6Al-4V alloy via AC PEO treatment and their effects on the corrosion behavior in 0.9% NaCl. **Coatings,** Basel, v. 14, n. 7, art. 866, 2024. DOI: 10.3390/coatings14070866. Disponível em: https://doi.org/10.3390/coatings14070866. Acesso em: 21 out. 2026.

SILVA, K. *et al.* Mechanical properties, corrosion behavior, and in vitro cell studies of the new Ti-25Ta-25Nb-5Sn alloy. **Materials,** Basel, v. 16, n. 5, art. 1970, 2023. DOI: 10.3390/ma16051970. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma16051970. Acesso em: 21 out. 2026.

SILVA, R. F. A difração de raios X: uma técnica de investigação da estrutura cristalina de materiais. **Revista Processos Químicos,** Goiânia, v. 14, n. 27, p. 73–82, 2020. DOI: 10.19142/rpq.v14i27.561. Disponível em: https://doi.org/10.19142/rpq.v14i27.561. Acesso em: 21 out. 2026.

SIMKA, W. *et al.* Modification of titanium oxide layer by calcium and phosphorus. **Electrochimica Acta,** Oxford, v. 54, n. 27, p. 6983–6988, 2009. DOI: 10.1016/j.electacta.2009.07.009. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.electacta.2009.07.009. Acesso em: 21 out. 2026.

SKUBISZ, P. *et al.* Effect of high strain-rate thermomechanical processing on microstructure and mechanical properties of Ti-10V-2Fe-3Al alloy. **Advanced Materials Research,** Bäch, v. 845, p. 96–100, 2014. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.845.96. Disponível em: https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.845.96. Acesso em: 21 out. 2026.

SOBIESZCZYK, S. Surface modifications of Ti and its alloys***. Advances in Materials Science,*** Białystok, v. 10, n. 2, p. 29–42, 2010. DOI: 10.2478/v10077-010-0016-y. Disponível em: https://doi.org/10.2478/v10077-010-0016-y. Acesso em: 21 out. 2026.

SOFFRITTI, C. *et al.* Dry sliding behavior of an aluminum alloy after innovative hard anodizing treatments. **Materials,** Basel, v. 14, n. 12, art. 3281, 2021. DOI: 10.3390/ma14123281. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma14123281. Acesso em: 21 out. 2026.

SOLIMAN, M. *et al.* A review of biomaterials and associated performance metrics analysis in pre-clinical finite element model and in implementation stages for total hip implant system. **Polymers,** Basel, v. 14, n. 20, art. 4308, 2022. DOI: 10.3390/polym14204308. Disponível em: https://doi.org/10.3390/polym14204308. Acesso em: 21 out. 2026.

SOMASUNDARAM, B.; KUNJIAPPAN, S. Scanning electron microscopes/silicon drift detector-energy dispersive spectroscopy: an analytical tool to identify waterborne microminerals pickup in human scalp hair cuticle due to water quality. **Journal of Microscopy and Ultrastructure,** Riyadh, v. 6, n. 2, p. 83–87, 2018. DOI: 10.4103/JMAU.JMAU_15_18. Disponível em: https://doi.org/10.4103/JMAU.JMAU_15_18. Acesso em: 21 out. 2026.

SONG, X. H. *et al.* Investigation of plasma electrolytic oxidation of magnesium alloy under pulse power supply. **Advanced Materials Research**, Bäch, v. 742, p. 143–146, 2013. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.742.143. Disponível em: https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.742.143. Acesso em: 21 out. 2026.

SOUZA, B. *et al.* Influência da agitação no crescimento de nanotubos de TiO_2 na superfície de discos de titânio comercialmente puro. ***Matéria (Rio de Janeiro)*,** Rio de Janeiro, v. 26, n. 1, e12950, 2021. DOI: 10.1590/S1517-707620210001.12950. Disponível em: https://doi.org/10.1590/S1517-707620210001.12950. Acesso em: 21 out. 2026.

SOUZA, M. *et al.* Surface modification of the Ti25Ta25Nb3Sn alloy and its influence on the cell and bacteria adhesion: in vitro studies. **Materials Research,** São Carlos, v. 26, e20230113, 2023. DOI: 10.1590/1980-5373-MR-2023-0113. Disponível em: https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2023-0113. Acesso em: 21 out. 2026.

SOUZA, M. E. P. **Estudo do processo de anodização por voltagem modulada do titânio e da liga Ti-6Al-7Nb.** 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Departamento de Engenharia de Materiais, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002. Disponível em: https://repositorio.unicamp.br/Busca/Download?codigoArquivo=474877&tipoMidia=0. Acesso em: 21 out. 2026.

SOWA, M.; SIMKA, W. Effect of DC plasma electrolytic oxidation on surface characteristics and corrosion resistance of zirconium. **Materials**, Basel, v. 11, n. 5, p. 723, 2018. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma11050723. Acesso em: 21 out. 2026.

SUN, M. *et al.* Characterisation and Electrochemical Evaluation of Plasma Electrolytic Oxidation Coatings on Magnesium with Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition Post-Treatments. **Plasma Processes and Polymers**, Weinheim, v. 13, n. 2, p. 266-278, 2016. Disponível em: https://doi.org/10.1002/ppap.201500099. Acesso em: 21 out. 2026.

SUN, Y. *et al.* Study on osseointegration capability of β-type Ti–Nb–Zr–Ta–Si alloy for orthopedic implants. **Materials**, Basel, v. 17, n. 2, p. 472, 2024. Disponível em: https://doi.org/10.3390/ma17020472. Acesso em: 21 out. 2026.

TAKADOUM, J. Review on corrosion, tribocorrosion and osseointegration of titanium alloys as biomaterials. **Corrosion and Materials Degradation**, Basel, v. 4, n. 4, p. 644-658, 2023. Disponível em: https://doi.org/10.3390/cmd4040037. Acesso em: 21 out. 2026.

THANIGAIVEL, S. *et al.* Insight on recent development in metallic biomaterials: Strategies involving synthesis, types and surface modification for advanced therapeutic and biomedical applications. **Biochemical Engineering Journal**, Amsterdam, v. 187, p. 108522, 2022. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.bej.2022.108522. Acesso em: 21 out. 2026.

THUKKARAM, M. *et al.* Antibacterial activity of a porous silver doped TiO_2 coating on titanium substrates synthesized by plasma electrolytic oxidation. **Applied Surface Science**, Amsterdam, v. 500, p. 144235, 2020a. Disponível em: https://lirias.kuleuven.be/retrieve/efdf33b4-9d8f-424f-b8ee-e16cb577f703. Acesso em: 21 out. 2026.

THUKKARAM, M. *et al.* Fabrication of microporous coatings on titanium implants with improved mechanical, antibacterial, and cell-interactive properties. **ACS Applied Materials & Interfaces**, Washington, DC, v. 12, n. 27, p. 30155-30169, 2020b. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32530601/. Acesso em: 21 out. 2026.

TIAN, Y. *et al.* Surface modification of pure Ti by laser alloying with B and Ni mixed powders. **Advanced Engineering Materials**, Weinheim, v. 7, n. 7, p. 629-632, 2005. Disponível em: https://www.semanticscholar.org/paper/Surface-Modification-of-Pure-Ti-by-Laser-Alloying-B-Tian-Chen/f5e27167e866bd4c9ae87a1a85b2ef78bec5e16d. Acesso em: 21 out. 2026.

TIRFE, D. A. *et al.* Powder bed fusion of β-Ti-Nb-based ternary and quaternary titanium alloys for orthopedic implants: A review. **Journal of Advanced Manufacturing and Processing**, Hoboken, v. 7, n. 2, p. e70002, 2025. Disponível em: https://aiche.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/amp2.70002. Acesso em: 21 out. 2026.

TODROS, S. *et al.* Biomaterials and their biomedical applications: from replacement to regeneration. *Processes*, Basel, v. 9, n. 11, p. 1949, 2021. Disponível em: https://www.mdpi.com/2227-9717/9/11/1949. Acesso em: 21 out. 2026.

TRIVINHO-STRIXINO, F. *et al.* Anodization time effect on silver particles deposition on anodic oxide coating over Al produced by plasma electrolytic oxidation. *Plasma*, Basel, v. 6, n. 2, p. 281–294, 2023. DOI: 10.3390/plasma6020018. Disponível em: https://www.mdpi.com/2571-6182/6/2/18. Acesso em: 21 out. 2026.

TSAI, D.; CHOU, C. Influences of growth species and inclusions on the current–voltage behavior of plasma electrolytic oxidation: a review. **Coatings,** Basel, v. 11, n. 3, p. 270, 2021. DOI: 10.3390/coatings11030270. Disponível em: https://www.mdpi.com/2079-6412/11/3/270. Acesso em: 21 out. 2026.

VEEMAN, D. *et al.* Characterisation of additively manufactured titanium wall: mechanical and microstructural aspects. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering,** London, v. 238, n. 4, p. 1591–1599, 2024. DOI: 10.1177/09544089231157662. Disponível em:

https://www.researchgate.net/publication/368880604_Characterisation_of_additively_manufactured_titanium_wall_Mechanical_and_microstructural_aspects. Acesso em: 21 out. 2026.

WANG, J. *et al.* Research progress in electrospark deposition coatings on titanium alloy surfaces: a short review. **Coatings**, Basel, v. 13, n. 8, p. 1473, 2023. DOI: 10.3390/coatings13081473. Disponível em: https://www.mdpi.com/2079-6412/13/8/1473. Acesso em: 21 out. 2026.

WANG, Q. *et al.* Influence of solution-aging treatment on damping and tensile properties of Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.3O alloy. **Materials Science and Technology,** Abingdon, v. 35, n. 1, p. 37–44, 2019. DOI: 10.1080/02670836.2018.1543559. Disponível em: https://doi.org/10.1080/02670836.2018.1543559. Acesso em: 21 out. 2026.

WANG, X. *et al.* Coating alumina on catalytic iron oxide nanoparticles for synthesizing vertically aligned carbon nanotube arrays. **ACS Applied Materials & Interfaces,** Washington, DC, v. 3, n. 11, p. 4180–4184, 2011. DOI: 10.1021/am200933s. Disponível em: https://pubs.acs.org/aamick/article/3/11/4180/763367/Coating-Alumina-on-Catalytic-Iron-Oxide. Acesso em: 21 out. 2026.

WANG, X. *et al.* Linear friction welding of a beta titanium alloy: experimental investigations on microstructure evolution and mechanical properties. *Science and Technology of Welding and Joining*, Abingdon, v. 25, n. 8, p. 625–636, 2020. DOI: 10.1080/13621718.2020.1775212. Disponível em: https://www.semanticscholar.org/paper/Linear-friction-welding-of-a-beta-titanium-alloy%3A-Wang-Li/8f4d8c0e6e6f82e5aee84b45f9296df989be405f. Acesso em: 21 out. 2026.

WANG, Y. *et al.* Influence of Zn^{2+} concentration on ceramic coatings for corrosion protection of magnesium-lithium alloys. **Materials,** Basel, v. 18, n. 9, p. 2072, 2025. DOI: 10.3390/ma18092072. Disponível em: https://www.mdpi.com/1996-1944/18/9/2072. Acesso em: 21 out. 2026.

WANG, Y. *et al.* Simultaneously improving microstructures and wear properties of Ni60 coating by heat treatment. **Metals,** Basel, v. 12, n. 8, p. 1294, 2022. DOI: 10.3390/met12081294. Disponível em: https://www.mdpi.com/2075-4701/12/8/1294. Acesso em: 21 out. 2026.

WOOD, R. J.; LU, P. Coatings and surface modification of alloys for tribo-corrosion applications. **Coatings,** Basel, v. 14, n. 1, p. 99, 2024. DOI: 10.3390/coatings14010099. Disponível em: https://www.mdpi.com/2079-6412/14/1/99. Acesso em: 21 out. 2026.

WILLIAMS, D. F. On the mechanisms of biocompatibility. **Biomaterials,** Kidlington, v. 29, n. 20, p. 2941–2953, 2008. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2008.04.023. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18440630/. Acesso em: 21 out. 2026.

XU, H. *et al.* Improved anticorrosive property of waterborne epoxy coating by ultrasonic blending with small amounts of polyaniline. **Journal of the Iranian Chemical Society,** Tehran, v. 19, n. 6, p. 2519–2526, 2022a. DOI: 10.1007/s13738-022-02485-5. Disponível em: https://assets-eu.researchsquare.com/files/rs-599291/v1_covered.pdf?c=1642642003. Acesso em: 21 out. 2026.

XU, J. *et al.* Surface modification of biomedical Ti and Ti alloys: a review on current advances. **Materials,** Basel, v. 15, n. 5, p. 1749, 2022b. DOI: 10.3390/ma15051749. Disponível em: https://www.mdpi.com/1996-1944/15/5/1749. Acesso em: 21 out. 2026.

XUE, T. *et al.* Surface modification techniques of titanium and its alloys to functionally optimize their biomedical properties: thematic review***. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology,*** Lausanne, v. 8, p. 603072, 2020. DOI: 10.3389/fbioe.2020.603072. Disponível em: https://www.frontiersin.org/journals/bioengineering-and-biotechnology/articles/10.3389/fbioe.2020.603072/full. Acesso em: 21 out. 2026.

YANG, G. *et al.* Antibacterial structure design of porous Ti6Al4V by 3D printing and anodic oxidation. **Materials,** Basel, v. 16, n. 15, p. 5206, 2023. DOI: 10.3390/ma16155206. Disponível em: https://www.mdpi.com/1996-1944/16/15/5206. Acesso em: 21 out. 2026.

YANG, Y. L.; GUO, N. In situ fabrication and wettability of $Ca_2SiO_4/CaTiO_3$ biocoating by laser cladding technology on Ti–6Al–4V alloy. **Materials Science and Technology,** Abingdon, v. 29, n. 5, p. 598–604, 2013. DOI: 10.1179/1743284712Y.0000000188. Disponível em: https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1179/1743284712Y.0000000188. Acesso em: 21 out. 2026.

YAVARI, S. A. *et al.* Biofunctional surfaces by plasma electrolytic oxidation on titanium biomedical alloys. **Surface Engineering,** Abingdon, v. 32, n. 6, p. 411–417, 2016. DOI: 10.1179/1743294415Y.0000000101. Disponível em: https://doi.org/10.1179/1743294415Y.0000000101. Acesso em: 21 out. 2026.

YENIYOL, S.; RICCI, J. L. Alkaline phosphatase levels of murine pre-osteoblastic cells on anodized and annealed titanium surfaces. **European Oral Research,** Istanbul, v. 52, n. 1, p. 12–18, 2018. DOI: 10.26650/eor.2018.406. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30574594/. Acesso em: 21 out. 2026.

ZARAZIR, R. *et al.* Comparison of osseointegration in novel laser-textured and SLA implants. **Acta Informatica Medica,** Sarajevo, v. 31, n. 2, p. 137–142, 2023. DOI: 10.5455/aim.2023.31.137-142. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37711484/. Acesso em: 21 out. 2026.

ZENG, Q. *et al.* Improved tribocorrosion properties of Ti6Al4V alloy by anodic plasma electrolytic oxidation. **Advanced Engineering Materials,** Weinheim, v. 25, n. 17, p. 2300228, 2023. DOI: 10.1002/adem.202300228. Disponível em: https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/adem.202300228. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHANG, J. Y. *et al.* Microstructural and mechanical characterizations of a ductile metastable β titanium alloy subjected to low temperature annealing. **Advanced Materials Research,** Bäch, v. 922, p. 856–861, 2014. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.922.856. Disponível em: https://www.scientific.net/AMR.922.856. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHANG, L. *et al.* Additive manufacturing of titanium alloys by electron beam melting: a review. **Advanced Engineering Materials,** Weinheim, v. 20, n. 5, p. 1700842, 2018. DOI: 10.1002/adem.201700842. Disponível em: https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adem.201700842. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHANG, B. *et al.* Study on the preparation and anti-CO_2 corrosion performance of soap-free latex for oil well cement. **ACS Omega,** Washington, DC, v. 5, n. 36, p. 23028–23038, 2020a. DOI: 10.1021/acsomega.0c02759. Disponível em: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7495773/. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHANG, L. *et al.* Surface modification of titanium and titanium alloys: technologies, developments, and future interests. **Advanced Engineering Materials,** Weinheim, v. 22, n. 5, p. 1901258, 2020b. DOI: 10.1002/adem.201901258. Disponível em: https://ro.ecu.edu.au/ecuworkspost2013/8367/. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHANG, Z. *et al.* A review on tribocorrosion behavior of aluminum alloys: from fundamental mechanisms to alloy design strategies. **Corrosion and Materials Degradation,** Basel, v. 4, n. 4, p. 594–622, 2023. DOI: 10.3390/cmd4040031. Disponível em: https://www.mdpi.com/2624-5558/4/4/31. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHAO, L. *et al.* Impacts of surface roughness and loading conditions on cyclic direct shear behaviors of an artificial frozen silt–structure interface. **Cold Regions Science and Technology,** Amsterdam, v. 106, p. 183–193, 2014. DOI: 10.1016/j.coldregions.2014.07.009. Disponível em: https://ro.ecu.edu.au/ecuworkspost2013/125/. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHAO, X. *et al.* Infrared nanospectroscopy characterization of metal oxide photoresists. **Journal of Micro/Nanopatterning, Materials, and Metrology,** Bellingham, v. 21, n. 4, p. 041408, 2022. DOI: 10.1117/1.JMM.21.4.041408. Disponível em: https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/2022JMNMM..21d1408Z/abstract. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHEVTUN, I. G. *et al.* Tribological properties of Ti-TiC composite coatings on titanium alloys. **Materials,** Basel, v. 15, n. 24, p. 8941, 2022. DOI: 10.3390/ma15248941. Disponível em: https://www.mdpi.com/1996-1944/15/24/8941. Acesso em: 21 out. 2026.

ZHU, B. *et al.* Effect of cold deformation on microstructure and mechanical behavior of commercially pure grade 4 titanium strip. **Metals,** Basel, v. 12, n. 7, p. 1166, 2022. DOI: 10.3390/met12071166. Disponível em: https://www.mdpi.com/2075-4701/12/7/1166. Acesso em: 21 out. 2026.

DADOS CURRICULARES

IDENTIFICAÇÃO	
	JULIANA LAYBER MOTA ENGELHARDT 27 de março de 1988
Nacionalidade	brasileira
Nome em citações bibliográficas:	Engelhardt, Juliana Layber Mota. Engelhardt, J. L. M.
Currículo Lattes	http://lattes.cnpq.br/1001676206125043
ORCID	https://orcid.org/0000-0001-8441-3563
outro identificador	-
FORMAÇÃO ACADÊMICA	
23/10/2014	Bacharelado em Engenharia Metalúrgica Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Espírito Santo
02/08/2017	Especialização em Engenharia de Segurança do Trabalho Universidade Cândido Mendes
PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA	
-	
PARTICIPAÇÃO EM BANCAS E ORIENTAÇÕES	
Bancas de trabalhos de conclusão	
SANTOS, A. C.; ENGELHARDT, J. L. M,; LINHARES JUNIOR, J. A. T.; SANTOS, A. A. A.. Participação em banca de Luís Eduardo Firmino da Silva Bastos.ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE AÇO AISI 304L PRODUZIDO POR ROTA SUSTENTÁVEL E ASTM A516 GR.70 NO DIMENSIONAMENTO DE VASOS DE PRESSÃO. 2025. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia Fluminense. SANTOS, A. C.; ARAUJO, M. V. F.; **ENGELHARDT, J. L. M,**. Participação em banca de Guilherme de Souza Siqueira.Análise da Aplicação do Lean Manufacturing no Setor de Pintura Industrial. 2025. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia Fluminense.	

Orientações
-
PARTICIPAÇÃO EM EVENTOS CIENTÍFICOS
ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; CLARO, Ana Paula Rosifini Alves. **Caracterização de filmes de TiO_2 em liga de titânio Ti25Ta25Nb3Sn obtidos por oxidação a plasma eletrolítico.** Apresentação oral. **IX Congresso de Interdisciplinaridade do Noroeste Fluminense (CONINF)**. Instituto Federal Fluminense, Campus Itaperuna, Itaperuna, RJ, 2025. ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; ENGELHARDT, Henrique; LUCAS, Rafael Resende; MOTA, Rogério Pinto; RANGEL, André Luiz Reis; CLARO, Ana Paula Rosifini Alves. **Surface Characterization of the Ti25Ta25Nb3Sn Alloy Subjected to Plasma Electrolytic Oxidation (PEO) Treatment.** Resumo expandido apresentado na modalidade **banner**. **XLVI Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. São Carlos, SP, 2025. ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; ENGELHARDT, Henrique; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; MOTA, Rogério Pinto; CLARO, Ana Paula Rosifini Alves. **Influence of applied voltage in the PEO process on the thickness and microhardness of AZ31 and Ti-25Ta-25Nb-3Sn alloys.** Apresentação oral. **XLVII Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. Toledo, PR, 2026. ENGELHARDT, Henrique; ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; MOTA, Rogério Pinto. **Surface Modification of AZ31 Magnesium Alloy by Plasma Electrolytic Oxidation.** Resumo expandido apresentado na modalidade **banner**. **XLVI Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. São Carlos, SP, 2025. ENGELHARDT, Henrique; ENGELHARDT, Juliana Layber Mota; LUCAS, Rafael Resende; RANGEL, André Luiz Reis; MOTA, Rogério Pinto. **Influence of Applied**

Voltage on Electrolyte Temperature, Coating Thickness and Microhardness of PEO Coatings on AZ31 Alloy. Apresentação oral. **XLVII Congresso Brasileiro de Aplicações de Vácuo na Indústria e na Ciência (CBrAVIC)**. Toledo, PR, 2026.