



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
CAMPUS DA SAÚDE PROF. JOÃO CARDOSO NASCIMENTO JÚNIOR
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA**

NATAN BARBOSA CAMPOS

**CARACTERIZAÇÃO DA LIGA TI-45Nb PARA APLICAÇÃO NA IMPLANTODONTIA
ORAL – ESTUDO EXPLORATÓRIO**

**ARACAJU-SE
2024**

NATAN BARBOSA CAMPOS

**CARACTERIZAÇÃO DA LIGA TI-45Nb PARA APLICAÇÃO NA IMPLANTODONTIA
ORAL – ESTUDO EXPLORATÓRIO**

Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em Odontologia do Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Sergipe, como requisito parcial à obtenção do título de bacharel em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Cleverson Luciano Trento
Coorientador: Prof. Esp. Allanardi Santos Siqueira

**ARACAJU-SE
2024**

DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus por ter me guiado e me abençoado todos os dias da minha vida. Gostaria de expressar minha sincera gratidão a todos que contribuíram de maneira fundamental para a minha formação em Odontologia e para a conclusão deste trabalho de conclusão de curso.

Agradeço aos meus professores e orientadores, que ao longo desses anos de aprendizado, compartilharam seu vasto conhecimento, experiência e dedicação. Suas orientações e ensinamentos foram essenciais para minha formação profissional e para o desenvolvimento deste TCC.

Um agradecimento especial ao meu orientador, Cleverson Luciano Trento e ao meu co-orientador Allancardi dos Santos Siqueira, pela paciência, confiança e pelo comprometimento com minha pesquisa, que foi crucial para a realização deste trabalho.

Agradeço também aos meus colegas de curso, com quem compartilhei momentos de aprendizado, troca de experiências e desafios. A convivência com cada um de vocês foi enriquecedora, e juntos construímos um ambiente de colaboração e crescimento.

Não poderia deixar de agradecer à minha família, principalmente a minha mãe Márcia, ao meu pai Valdemar e a minha irmã Natielle, pelo apoio incondicional, carinho e confiança em minha jornada acadêmica. Sem eles, não teria conseguido superar as dificuldades e conquistar cada passo dessa trajetória.

Agradeço ainda a todos os profissionais da área odontológica que, direta ou indiretamente, contribuíram para minha formação, seja pelo exemplo, seja pelo compartilhamento de experiências e conhecimentos.

Por fim, minha gratidão a todos que, de alguma forma, participaram desta jornada, contribuindo para a realização deste TCC e para o meu crescimento pessoal e profissional na Odontologia. A cada um de vocês, o meu muito obrigado.

RESUMO

Este trabalho analisou as características físico-químicas e o processo de usinagem da liga Ti-45Nb, pressupondo sua aplicação na implantodontia oral. A liga Ti-45Nb é promissora como substituta de materiais biomédicos à base de Ti com alto módulo de elasticidade, não só pela excelente biocompatibilidade, baixo módulo de elasticidade e propriedades osteogênicas desenvolvidas pelo Nb, mas também, após tratamento de superfície, por gerar topografia, rugosidade, composição química, energia superficial adequada, entre outras características comprovadas na fabricação de materiais resistentes à corrosão, como articulações artificiais ou de osteossíntese. Foram examinadas microestrutura, composição elementar e propriedades mecânicas, através de análise metalográfica, espectroscopia de energia dispersiva (EDS) / microscopia eletrônica de varredura (MEV) e ensaio de tração respectivamente. O presente estudo experimental também promoveu a usinagem de implantes dentários de Ti-45N através de um torno automático CNC, cabeçote móvel, swiss-type. As ferramentas de corte utilizadas foram as mesmas que a indústria utiliza para fabricação de implantes dentário de titânio comercialmente puro, com adaptação dos parâmetros de corte. Os resultados demonstram que a liga Ti-45Nb apresentou-se dúctil, com baixo módulo de elasticidade e dureza. Apesar da ausência de protocolo de usinagem da liga Ti-45Nb, o presente estudo conseguiu fabricar implantes dentários com macrogeometria correspondente ao projeto modelo. A liga Ti-45Nb parece atender aos requisitos necessários para a fabricação de biomateriais, em especial implantes ortopédicos e dentários, no entanto mais estudos são necessários para avaliar sua toxicidade, biocompatibilidade e comportamento mecânico *in vivo*. Dentro do limite desse estudo pode-se verificar que a usinagem da liga de Ti-45Nb atende aos parâmetros de qualidade previstos para uma liga metálica, no entanto, investigações adicionais são necessárias para uma compreensão mais completa das suas propriedades e buscar parâmetros ideais para fabricação de implantes dentários.

Palavras Chaves: Titanium. Niobium. Microstructure. Machining. Dental implant.

ABSTRACT

This work analyzed the physicochemical characterization and machining process of the Ti-45Nb alloy, assuming its application in oral implantology. The Ti-45Nb alloy is promising as a substitute for Ti-based biomedical materials with high modulus of elasticity, not only due to its excellent biocompatibility, low modulus of demonstration and osteogenic properties developed by Nb, but also, after surface treatment, for generating topography, roughness, chemical composition, adequate surface energy, among other characteristics proven in the manufacture of corrosion-resistant materials, such as artificial or osteosynthesis weaknesses. The microstructure, elemental composition and mechanical properties were examined through metallographic analysis, energy dispersive spectroscopy (EDS)/scanning electron microscopy (SEM) and tensile testing, respectively. The present experimental study also promoted the machining of Ti-45N dental implants through a CNC automatic lathe, swiss-type sliding head. The cutting tools used were the same as those used by the industry to manufacture commercially pure titanium dental implants, with adaptation of the cutting parameters. The results demonstrate that the Ti-45Nb alloy was ductile, with low modulus of elasticity and hardness. Despite the absence of a machining protocol for the Ti-45Nb alloy, the present study was able to manufacture metal implants with macrogeometry corresponding to the model design. The Ti-45Nb alloy appears to meet the necessary requirements for the manufacture of biomaterials, especially orthopedic and electrical implants; however, further studies are needed to evaluate its toxicity, biocompatibility, and mechanical behavior in vivo. Within the limits of this study, it can be verified that the machining of the Ti-45Nb alloy meets the quality restrictions expected for a metal alloy; however, additional investigations are necessary for a more complete understanding of its properties and to seek ideal parameters for the manufacture of modern implants.

Keywords: Osseointegrated Dental Implant; Niobium; Titanium.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Embutidora AROTEC PRE 30Mi®.....	15
Figura 2. Lixadeira Polimotriz Rotativa Arotec Aropol S®.....	16
Figura 3. Amostra após embutimento e lixamento.....	17
Figura 4. A: Implante dentário Ti-45Nb em lupa de aumento (50x), após preparação metalográfica. B. Implante dentário Ti-45Nb em Microscópio Óptico (500x).....	17
Figura 5. Diagrama esquemático da indentação para calcular microdureza de Vickers.....	18
Figura 6. Indentações típica do teste de Vickers. A: Indentações em corpo do implante. B: Indentações em região de rosca do implante.....	18
Figura 7. Imagem da amostra em MEV (500x).....	19
Figura 8: Dimensão do corpo de prova para o ensaio de tração em barra de 4mm, com ilustração do strain gauge conectado.....	20
Figura 9. Montagem da barra Ti-45Nb em torno CNC nas dependências da SINGULAR Implants®.....	21
Figura 10. Projeto do Implante CM Cilíndrico 3,75x11mm (ref. 100.117) SINGULAR Implants®.....	21

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Composição química e propriedades mecânicas fornecidas pelo fabricante (% em peso).....	15
Tabela 2: Ferramentas e parâmetros de corte (OSG.AE-VMS, 2025).....	22
Tabela 3. Análise de composição por EDS.....	24
Tabela 4: Propriedades mecânicas obtidas através do Ensaio de Fadiga e Microdureza - Valores de média, desvio padrão e valor de p (0,873) para teste ANOVA.....	24

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CM: Cone Morse

Ti45Nb: Titânio Quarenta e Cinco por cento Nióbio

EDS: Espectroscopia por Energia Dispersiva

MEV: Microscopia Eletrônica de Varredura

Ti-Cp: Titânio Comercialmente Puro

CNC: Comando Numérico Computadorizado

mL: Mililitros

m: Metro

mm: Milímetros

rpm: Rotações por minuto

m/min: Metro por minuto

Gf: Grama força

HV: Hardness Vickers ou Dureza de Vickers

Gpa: Giga Pascoal

Mpa: Mega Pascoal

Vc: Velocidade de corte

m/min: Metro por minuto

Ap: Profundidade de corte

Fz: Avanço por dente

kN: Kilo Newtons

LISTA DE SÍMBOLOS

± : Mais ou menos

50x: Cinquenta Vezes

500x: Quinhentas Vezes

Al: Alumínio

C: Carbono

Fe: Ferro

H: Hidrogênio

Mg: Magnésio

Mn: Manganês

N: Nitrogênio

Nb: Nióbio

O: Oxigênio

Si: Silício

Ti: Titânio

V: Vanádio

Zr: Zircônia

α : Alfa

β : Beta

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVO.....	14
3 METODOLOGIA	14
3.1 Material	14
3.2 Metalografia	15
3.2.1 Ensaio de microdureza Vickers.....	17
3.3 Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia de energia dispersiva (EDS).....	19
3.4 Ensaio de tração.....	19
3.5 Experimento de usinagem	20
4 DISCUSSÃO E RESULTADOS.....	23
5 CONCLUSÃO.....	27
REFERÊNCIAS.....	28

1. INTRODUÇÃO

O titânio (Ti) e suas ligas têm sido amplamente utilizados como implantes ósseos na clínica odontológica e ortopédica, tanto na forma pura, Ti-Cp (α), quanto na forma de liga, Ti-6Al-4V ($\alpha + \beta$) (Zhang T *et al.*, 2022). As ligas de Ti são classificadas em cinco tipos (α , quase α , $\alpha + \beta$, metaestável β e β estável) com base em suas fases microestruturais em condições atmosféricas, sendo que essas fases afetam significativamente suas propriedades mecânicas (Pitchi C S *et al.*, 2020).

Uma das vantagens do Ti e suas ligas é a sua notável biocompatibilidade, que garante reações adversas mínimas no corpo humano, além de excelente resistência biomecânica e à corrosão, garantindo a longevidade do implante, contudo, a grande diferença entre o módulo de elasticidade dos implantes e o tecido ósseo humano é a principal objeção (Wu H *et al.*, 2023).

Apesar de seu amplo uso na indústria biomédica, ligas de titânio do tipo $\alpha + \beta$, como Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb, estão sendo substituídas por ligas de Ti do tipo β ou próximo do tipo β , como Ti-13Nb e 13Zr-Ti devido a problemas associados à toxicidade do vanádio e do alumínio (Comino-Garayoa *et al.*, 2020; Festas AJ *et al.*, 2022). O desenvolvimento de novas ligas de β -Ti sem elementos tóxicos é uma opção para resolver estes problemas (Zhao ZB *et al.*, 2017).

O módulo de elasticidade do Ti-Cp (α) convencional e da liga Ti-6Al-4V ($\alpha + \beta$) é de 104-114 GPa, que é maior do que o dos ossos naturais (10-30 GPa) (B. Völker *et al.*, 2017). Novas ligas, como a de titânio-zircônia (Ti-Zr), apresentam baixo módulo de elasticidade, alta resistência mecânica e atividade osteogênica (Ou P *et al.*, 2021).

Elementos com Nióbio (Nb), Titânio (Ti) e Zircônia (Zr) têm atraído atenção como materiais de implante devido às suas excelentes propriedades já conhecidas, no entanto, pouca atenção tem sido dada aos produtos biomédicos com alto teor de Nb (Zhang T *et al.*, 2022). O Nb é um β -estabilizador isomorfo que altera as propriedades físico-química das ligas de Ti (Santos *et al.*, 2024; Pitchi C S *et al.*, 2020)

A liga Ti-45Nb é promissora na substituição de materiais biomédicos à base de Ti com elevado módulo de elasticidade (Hu N *et al.*, 2021), não só pela excelente

biocompatibilidade, baixo módulo elasticidade (60-65 Gpa) e propriedades osteogênicas favoráveis do Nb (Völker *et al.*, 2017; M. Delshadmanesh *et al.*, 2017; A. Helth *et al.*, 2017; Xu Z *et al.*, 2019), mas também, após tratamento de superfície, gerar topografia, rugosidade, composição química, energia superficial adequadas, entre outras características que proporcionam a fabricação de materiais resistentes à corrosão (Hussein *et al.*, 2023), como articulações artificiais ou de osteossíntese (Silva RS *et al.*, 2019).

2. OBJETIVO

Analisar e caracterizar as propriedades físico-químicas, bem como, o processo de usinagem da liga Ti-45Nb, pressupondo sua aplicação na implantodontia oral.

3. METODOLOGIA

3.1 Material

A liga Ti-45Nb usada neste estudo foi obtida através do Laboratório de Microestruturas e Propriedades Mecânicas da Universidade Federal de Sergipe como uma barra com um diâmetro de 4mm de diâmetro e 1m de comprimento (SHAANXI OMD NEW MATERIALS SCI-TECH CO., Ltd., Xi'na City, Shaaanxi Province, P.R. of China), certificado Nº OMD202401BR001, tendo sua composição química, segundo fabricante, mencionada na Tabela 1. Com esse material foram elaborados três corpos de prova para o ensaio de tração e uma amostra de implante dentário para análise metalográfica e ensaio de microdureza Vickers (HV).

Ti grau 36 ASTM B265	Ti	Nb	Si	Fe	O	C	N	H	Mg	Mn
	52-58	42-47	≤0,03	≤0,03	≤0,16	≤0,04	≤0,03	≤0,004	≤0,01	≤0,01
Amostra (%)	54,78	44,69	0,005	0,01	0,097	0,005	0,006	0,001	<0,0014	<0,0014
Amostra	Resistência à tração			Resistência ao escoamento			Módulo de Young		Microdureza Vickers	
	700 MPa			587 MPa			62 GPa		187 HV	

Tabela 1. Composição química e propriedades mecânicas fornecidas pelo fabricante (% em peso).

3.2 Metalografia

O processo de caracterização microestrutural das amostras também foi realizado no Laboratório de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Sergipe – Campus São Cristóvão. As amostras foram embutidas a quente com embutidora AROTEC PRE 30Mi[®] (Figura 1), em baquelite.



Figura 1: Embutidora AROTEC PRE 30Mi[®]

O processo de lixamento foi realizado em Lixadeira Polimotriz Rotativa Arotec Aropol S[®] e uso das lixas de granulometria 80 a 1500 μm , o polimento foi realizando com o auxílio de alumina em suspensão com granulometria progressiva de 3 μm , 0,5 μm e 0,03 μm (Figura 2).



Figura 2: Lixadeira Polimotriz Rotativa Arotec Aropol S[®]

A limpeza das amostras após polimento, foi realizada através de banho de ultrassom por 15 min em álcool (Figura 3). Para revelar a microestrutura, as amostras foram submetidas a uma solução de ataque químico de Kroll composta por 3 mL de ácido fluorídrico, 6 mL de ácido nítrico e 91 mL de água, e observadas em lupa de aumento e Microscópio Óptico - Axio Lab.A1- Zeiss (Figura 4. A e B) .



Figura 3: Amostra após embutimento e lixamento.

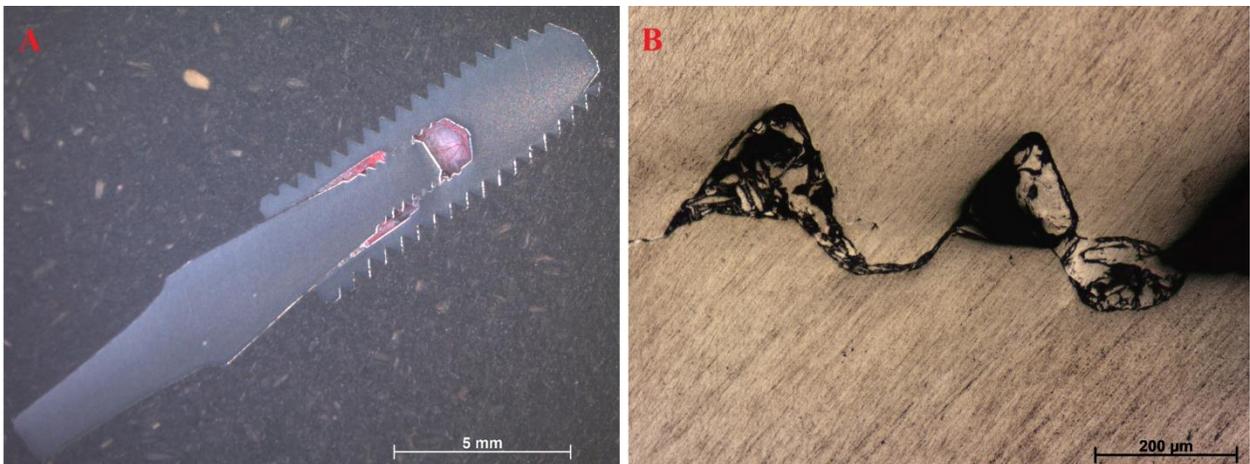


Figura 4. A: Implante dentário Ti-45Nb em lupa de aumento (50x), após preparação metalográfica. B. Implante dentário Ti-45Nb em Microscópio Óptico(500x).

3.2.1 *Ensaio de microdureza vickers*

O ensaio de microdureza Vickers foi aplicado na amostra embutida, lixada e polida conforme determinam os procedimentos de preparação e análise das normas ASTM E92-17 (2017) e ASTM E384-22 (2022). Na determinação da dureza das fases observadas nas microestruturas foi utilizado um microdurômetro Vickers da Shimadzu modelo HMV-

2T, que conta com um microscópio óptico acoplado com indentador, o qual permite a medida das diagonais da impressão resultantes do ensaio (figura 5). A carga aplicada produz um losango e a microdureza Vickers pode ser determinada através da equação $HV = \frac{1,8544F}{D^2}$ Onde D (em mm) é a média dos comprimentos das diagonais D1 e D2 da impressão provocada pelo indentador e F é a carga aplicada (gf). Foram realizadas 10 indentações (Figura 6) com carga de 100 gf aplicada por um período de tempo de 10 segundos, obtendo-se média e desvio padrão. Para análise de Microdureza Vickers entre as amostras de implantes foi aplicado a análise de variância (ANOVA).

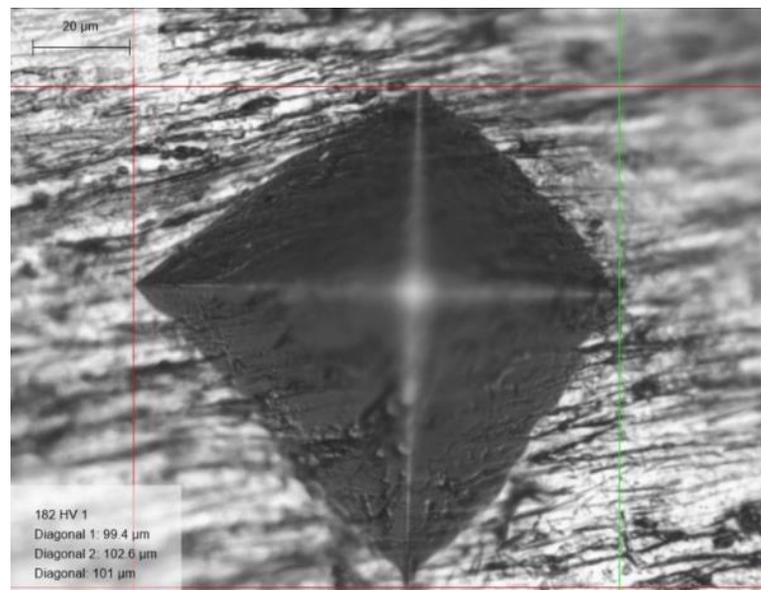


Figura 5. Diagrama esquemático da indentação para calcular microdureza de Vickers

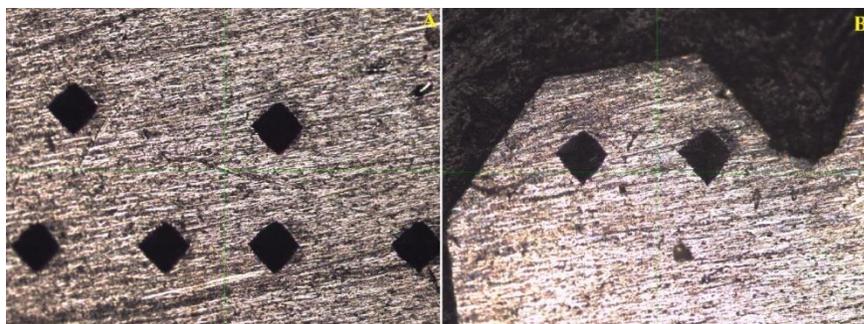


Figura 6. Indentações típica do teste de Vickers. **A:** Indentações em corpo do implante. **B:** Indentações em região de rosca do implante.

3.3 Microscopia eletrônica de varredura (mev) e espectroscopia de energia dispersiva (eds)

Após preparação metalográfica, a amostra foi analisada em MEV, Tescan VEGA LMS, com parâmetro de ensaio de 10kv, com o objetivo de obter informações a respeito da morfologia, topografia, aspectos da superfície (Figura 7). A análise de composição semi quantitativa por Espectroscopia por Energia Dispersiva (EDS) foi realizada através de mapeamento geral, utilizando tensão de trabalho de 15 Kev em MEV-EDS LV (JSM6510LV) – Tabela 5.

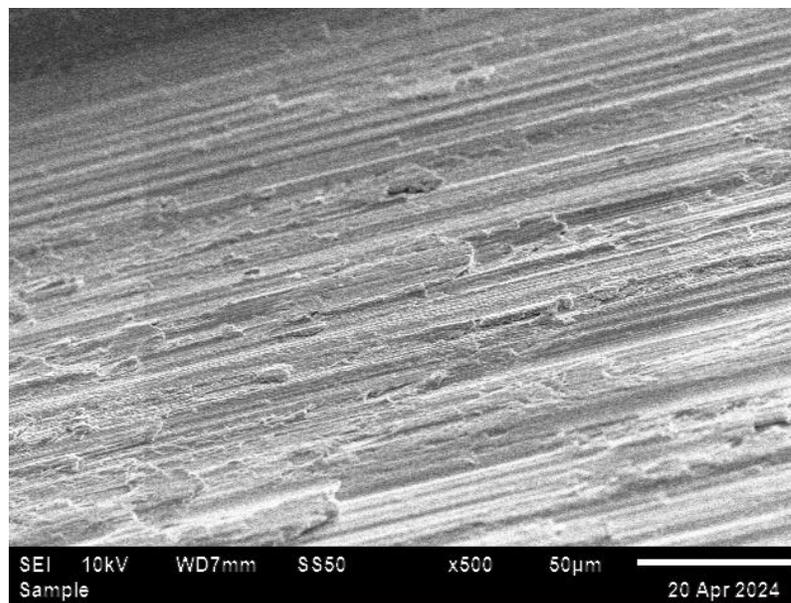


Figura 7: Imagem da amostra em MEV (500x)

3.4 Ensaio de tração

O teste foi realizado em três corpos de prova de acordo com a norma ASTM E8M, as dimensões do corpo de prova para a barra de 4mm (Figura 8). O teste foi realizado em máquina Instron de 50 kN modelo 34TM-50, e a velocidade de deformação do teste foi de 1 mm/min. Durante o teste foi conectado um extensômetro de resistência elétrica (strain gauge) diretamente no corpo de prova para medir com maior exatidão a deformação do material. Este extensômetro foi monitorado por um aquisitor de dados Lynx (modelo ADS1500-VB).

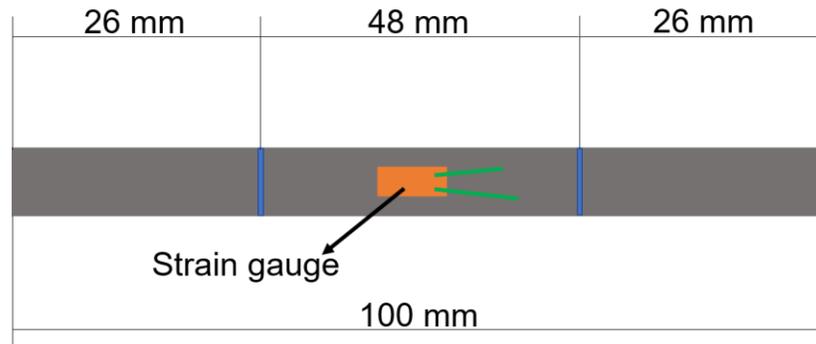


Figura 8: Dimensão do corpo de prova para o ensaio de tração em barra de 4 mm, com ilustração do *strain gauge* conectado.

3.5 Experimento de usinagem

Para usinagem dos implantes Ti-45Nb, utilizou-se um torno automático CNC (Comando Numérico Computadorizado), cabeçote móvel, *swiss-type*, modelo Hanwha® XE20, largamente empregado na torneamento de implantes dentários, nas dependências da SINGULAR Implants®, Parnamirim, Brasil.

A montagem consistiu em girar, com uso abundante de fluido de corte a base de petróleo, uma amostra tubular fina retilínea, barra de Ti-45Nb com 4 mm de diâmetro por 1 metro de comprimento (Figura 9). A velocidade de corte foi de 3500 rpm (439,823 m/min), o avanço adotado respeitou o passo da rosca do implante (0,6 mm), a profundidade de usinagem a altura da rosca ($0,4 \pm 0,02$ mm).

O corpo de prova em Ti-45Nb possuem dimensão de 3,75 x 11 mm e foi baseado nas características dimensionais e geométricas dos implantes dentários cilíndricos (3,75x11mm – Ref.100.117) fabricados em Ti-Cp com conexão interna do tipo cone morse da SINGULAR Implants® (Figura 10).

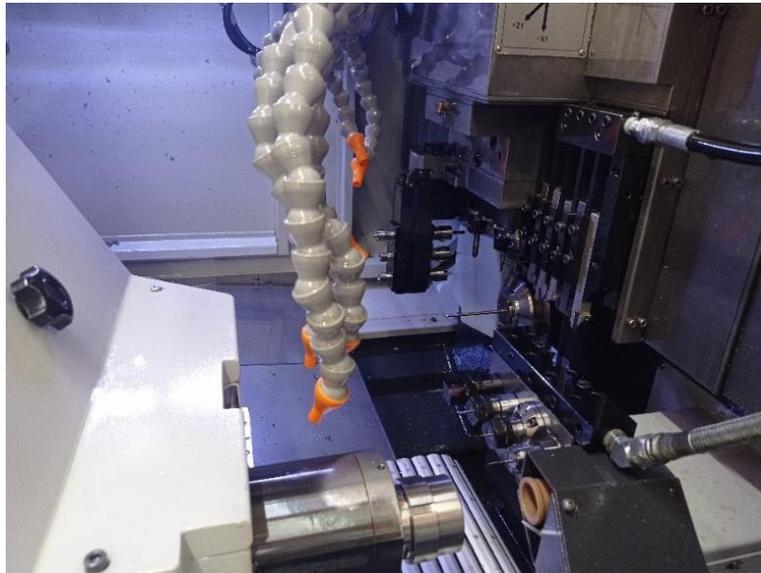


Figura 9. Montagem da barra Ti-45Nb em torno CNC nas dependências da SINGULAR
Implants®.

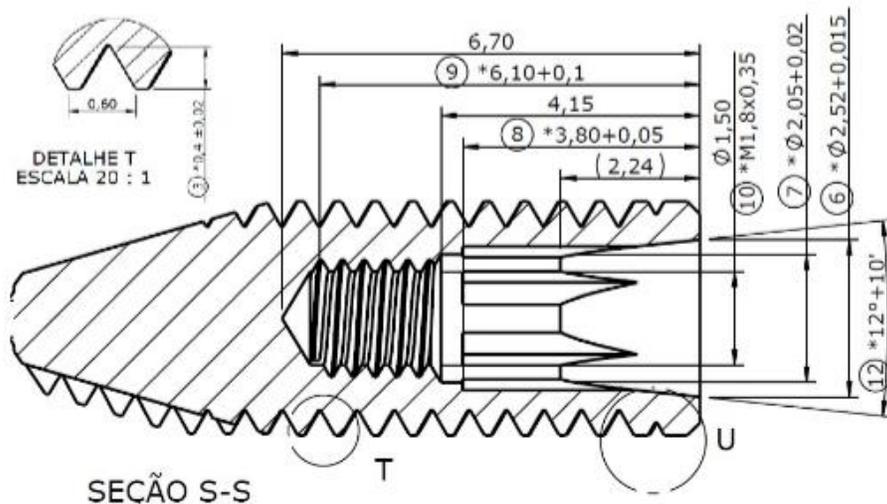


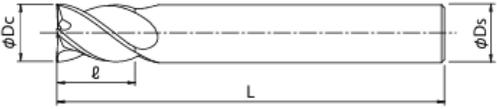
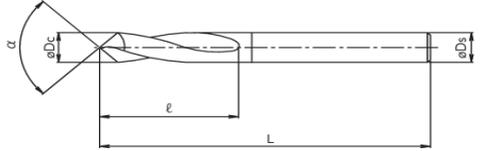
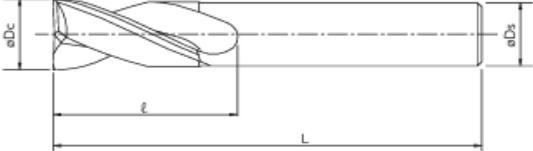
Figura 10. Projeto do Implante CM Cilíndrico 3,75x11mm (ref. 100.117) SINGULAR
Implants®.

As ferramentas de corte utilizadas para torneamento das roscas externas e internas foram, respectivamente, fresas inteiriças de metal duro da fabricante OSG Sul-americana, recomendadas para a usinagem de ligas de titânio. As fresas correspondem a um metal duro micro grão revestido que confere elevada temperatura de oxidação e

dureza superior a 3.000 HV (OSG.AE-VMS, 2025).

A Tabela 2 apresenta as ferramentas e os parâmetros de corte necessários para a condução dos ensaios conforme as recomendações do fabricante: velocidade de corte (vc), em m/min, profundidade de corte (ap), em mm, e avanço por dente (fz), em mm.

Tabela 2: Ferramentas e parâmetros de corte (OSG.AE-VMS, 2025).

Ferramentas	vc (m/mm)	fz (mm)	ap (mm)
 <p data-bbox="237 793 586 825">8100 AE-VMSS – Tipo 2</p>	<p data-bbox="862 726 899 758">40</p> <p data-bbox="862 783 1008 814">(30 ~ 120)</p>	<p data-bbox="1055 726 1092 758">0.1</p> <p data-bbox="1055 783 1201 814">(0.05 ~0.18)</p>	<p data-bbox="1261 726 1354 758">1.5 mm</p>
 <p data-bbox="237 1087 456 1119">4120 FX – LDS</p>	<p data-bbox="862 961 899 993">40</p> <p data-bbox="862 1008 1008 1039">(30 ~ 120)</p>	<p data-bbox="1055 961 1092 993">0.1</p> <p data-bbox="1055 1008 1201 1039">(0.05 ~0.18)</p>	<p data-bbox="1261 961 1354 993">1.5 mm</p>
 <p data-bbox="237 1323 451 1354">4130 FX - ZDS</p>	<p data-bbox="862 1255 899 1287">40</p> <p data-bbox="862 1302 1008 1333">(30 ~ 120)</p>	<p data-bbox="1055 1255 1092 1287">0.1</p> <p data-bbox="1055 1302 1201 1333">(0.05 ~0.18)</p>	<p data-bbox="1261 1255 1354 1287">1.5 mm</p>

4. DISCUSSÃO E RESULTADOS

O titânio (Ti) e as suas ligas são bem conhecidos pela sua difícil usinabilidade devido à dureza e baixa condutividade térmica (Gaël Le Coz *et al.*, 2022; Gandreddi *et al.*, 2020). As propriedades desejadas das ligas de Ti, com finalidade biomédica, induzem complexidade adicional e tornam o procedimento de usinagem mais desafiador (Pramanik *et al.*, 2020).

As ligas de Ti apresentam boa resistência à corrosão, alta relação resistência/peso, excelente biocompatibilidade, e a capacidade de manter a qualidade em altas temperaturas (Xu *et al.*, 2022). As peças de ligas de Ti, produzidas a partir do processo de usinagem tradicional, devem ser livres de defeitos para aplicações biomédicas, no entanto o processo de usinagem tradicional altera as propriedades da superfície usinada inesperadamente, dificultando a manutenção do controle adequado (Pramanik *et al.*, 2020).

A composição química também tem efeito nas propriedades térmicas e mecânicas do material e, portanto, na previsibilidade do seu desempenho prático (Adelaide *et al.*, 2020). A deterioração da superfície e subsuperfície das ligas de Ti, após a usinagem, pode ter uma influência óbvia nas propriedades tribológicas (estudo das falhas), fadiga e na vida útil dos componentes projetados (Li; Tang; Bai, 2020). Recentemente vários ensaios vêm sendo realizados para superar as dificuldades da usinagem destas ligas, dentre ele, usinagem assistida por laser (Moritz, *et al.*, 2020), usinagem assistida por vibração (Haojun *et al.*, 2019) ou trabalho na microestrutura para melhorar sua usinabilidade (Liu *et al.*, 2022; Palaniappan *et al.*, 2022).

A fabricação por usinagem CNC é fundamental para o desenvolvimento das indústrias biomédicas, especialmente de implantes ortopédicos. Compreender a usinabilidade de um material sob diferentes condições de corte é essencial para o projeto de componentes, bem como para otimizar o processo de usinagem (Festa *et al.*, 2022).

No presente estudo, os resultados encontrados através do EDS confirmaram as características físico-químicas fornecidas pelo fabricante e estão de acordo com a normativa ASTM B265 (Tabela 1). A análise de EDS encontrou, em % de peso, 55,79 (\pm 1,98) de Ti e 44,21 (\pm 2,75) de Nb (Tabela 3).

Tabela 3. Análise de composição por EDS

Voltagem:	15 Kev	
Ampliação:	1000 X	
Elementos	% em peso	Erro
Ti	55,79	+/- 1,98
Nb	44,21	+/- 2,75

Segundo estudos recentes, a resistência à tração, o limite de escoamento e a dureza das ligas Ti-Nb aumentaram com o aumento do teor de Nb (Takahashi *et al.*, 2022). No presente estudo a liga Ti-45Nb, segundo o fabricante, apresentava resistência a tração de 700 MPa, resistência ao escoamento de 587 MPa, módulo de Young 62 GPa (Tabela 1) e Microdureza Vickers 187 HV (Tabela 1).

Nos ensaios realizados no presente trabalho os valores mencionados na Tabela 4 corroboram com a literatura e fabricante. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as amostras ($p > 0.05$). As indentações foram feitas em áreas diferentes do corpo de prova (Imagem 5 A e B), o que pode justificar os elevados valores de desvio padrão. A região de rosca do implante são as mais afetadas durante a usinagem, podendo ter suas propriedades físicas alteradas. Quanto as outras propriedades estudadas, o teste em triplicata apresentou baixo desvio padrão, e isso indica que o teste retratou pequena variação nos resultados.

Tabela 4: Propriedades mecânicas obtidas através do Ensaio de Fadiga e Microdureza
- Valores de média, desvio padrão e valor de p (0,873) para teste ANOVA.

Ti-45Nb Amostras	Resistência à tração	Resistência ao escoamento	Módulo de Young	Microdureza Vickers
	644 Mpa	708 Mpa	62 Gpa	195 HV
Desvio padrão	16	6	3	9

Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as amostras ($p > 0.05$)

Além da resistência aprimorada, os módulos de Young reduzidos nas ligas Ti-xNb e está na faixa de 69–87 GPa, o que é notavelmente menor do que o Ti-Cp ($E=107,4$ GPa) (Zhang *et al.*, 2020).

A liga de titânio com 40–45% em peso de nióbio permite reduzir o módulo de Young para 55–60 GPa e estabilização da fase β com redução de fase α , tornando-as adequadas para aplicações biomédicas, embora modificações de superfície sejam frequentemente usadas para melhorar ainda mais o desempenho dos implantes (Komarova *et al.*, 2020).

Devido aos problemas com a usinagem de ligas de Ti, são feitas tentativas de otimização multicritério, levando em conta a análise da rugosidade superficial, força e temperatura, a fim de determinar os parâmetros de corte ideais: velocidade de corte e avanço (Kluz, R *et al.*, 2022).

Para minimizar os defeitos da usinagem, é necessário selecionar adequadamente os parâmetros de corte, como a velocidade de corte e avanço, mas também é importante ter em conta a geometria da ferramenta e a estratégia de fresagem (Kuczmaszewski *et al.*, 2019). Além disso, o uso de tecnologias apropriadas de refrigeração e lubrificação pode ajudar a melhorar a qualidade da superfície de peças feitas de ligas de titânio (Matuszak, J *et al.*, 2023).

Embora o comportamento, durante a usinagem, do Titânio Puro (Ti-Cp) seja bem conhecido, a literatura é escassa quanto à usinabilidade da liga TiNb. Esta liga apresenta particularidades como dificuldade de usinagem, devido ao seu comportamento não convencional, assim estudos vem sendo realizados para aperfeiçoar as condições de corte (lubrificação, usinagem, assistência eletrônica de fresagem) (Gaël Le Coz *et al.*, 2022).

Na usinagem de ligas de titânio, a taxa de alimentação é crucial, pois tem significativo efeito na rugosidade superficial, sendo a otimização dos parâmetros de usinagem essencial para minimizar defeitos na peça (Gandreddi *et al.*, 2020). A formação de rebarbas é um fenômeno comum que ocorre durante a usinagem de ligas de Ti (Ming *et al.*, 2019), mas pode ser minimizada com o aumento adequado da velocidade de corte, transportando o calor gerado para o cavaco formado (Hussein *et al.*, 2023).

Um aumento no avanço por dente e na velocidade de corte no método de fresagem

causa um aumento na tensão de compressão residual. A superfície produzida mostra um nível particular de amolecimento e deformação plástica como resultado do aumento da temperatura de usinagem (HOURMAND *et al.*, 2021).

Considerando todos esses importantes parâmetros, sabe-se que a usinagem da liga de titânio padrão em si é uma tarefa desafiadora, de modo que se pode entender o nível de tenacidade da usinagem de ligas de titânio (Gandreddi *et al.*, 2023). Alguns autores relatam que a usinabilidade das ligas β -trifásicas é melhor em velocidades de corte mais baixas (1000rpm e 1500rpm), com menor formação de rebarbas. A usinabilidade das ligas β -trifásicas é semelhante em comparação com o Ti-Cp, no entanto, para melhor qualidade na usinagem do Ti-Cp, é necessário aumento da velocidade de corte (Watanabe *et al.*, 2002).

A literatura mais recente sugere que a usinagem de ligas de titânio seja em baixa velocidade e acompanhadas abundante fluido de corte, evitando assim a oxidação dos cavacos superficiais, apesar das poucas revisões sobre diferentes métodos de lubrificação por resfriamento, ou sobre qualquer método específico de lubrificação por resfriamento considerando ligas de titânio (Pimenov *et al.*, 2021).

Considerando os resultados bem-sucedidos e aprimorados, vencidas as análises laboratoriais iniciais sugere-se a implementação de novos estudos com utilização das amostras "*in vitro e in vivo*" para melhor compreensão do processo biológico de osseointegração nesta nova liga.

5. CONCLUSÃO

As ligas de titânio de baixo módulo de Young, compostas por elementos não tóxicos e antialérgicos, são altamente esperadas e promissoras como biomateriais da próxima geração para serem usadas como placas de fixação óssea, dispositivos de fixação da coluna e implantes dentários devido a sua eficazes na prevenção da blindagem de estresse. A liga Ti-45Nb parece atender aos requisitos necessários para a fabricação de biomateriais, em especial implantes ortopédicos e dentários.

Dentro do limite operacional dos equipamentos pode-se verificar que a usinagem da liga de Ti-45Nb atende aos parâmetros de qualidade previstos para uma liga metálica, evidenciando menor rebar-da do material que pode ser ainda minimizada com aumento da velocidade de corte, a usinagem se as-semelha em relação a rugosidade com as usinagens habituais dos implantes Ti comercialmente puro. Pode -se ainda concluir que a liga de Ti-45Nb de origem chinesa está em conformidade normativa ASTM B265. Investigações adicionais são necessárias para uma compreensão mais completa das propriedades da liga e buscar parâmetros ideais para usinagem e fabricação de implantes dentários.

REFERÊNCIAS

ADELAIDE, N. et al. Biomedical Ni Ti and b-Ti Alloys: From Composition. **Metals**, v. 2022, [s.d.].

COMINO-GARAYOA, R. et al. Allergies to titanium dental implants: What do we really know about them? A scoping review. **Biology**, v. 9, n. 11, p. 404, 2020.

COZ, G. L. et al. Machinability of TiNb bio-compatible alloys. **Procedia CIRP**, v. 110, p. 59–63, 2022.

DELSHADMANESH, M. et al. Influence of microstructure on fatigue of biocompatible β -phase Ti-45Nb. **Materials science & engineering. A, Structural materials: properties, microstructure and processing**, v. 706, p. 83–94, 2017.

FESTAS, A. J. et al. Comparative study of titanium alloys machinability used for medical applications. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering**, v. 236, n. 5, p. 1845–1856, 2022.

GANDREDDI, J. P. et al. Overview of machinability of titanium alloy (Ti6Al4V) and selection of machining parameters. **Latvian journal of physics and technical sciences**, v. 60, n. 1, p. 52–66, 2023.

GANDREDDI, J. P.; GERINS, E.; KROMANIS, A. Technological Assurance of Surface Roughness in Pocket Milling”. **Annals of DAAAM & Proceedings**, n. 1, p. 584–0591, 2020.

HAOJUN, Y. et al. Drilling force model for forced low-frequency vibration assisted drilling of Ti-6Al-4V titanium alloy. **Int. J. Mach. Tools Manuf**, 2019.

HEALTH, A. et al. Effect of thermomechanical processing on the mechanical biofunctionality of a low modulus Ti-40Nb alloy. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 65, p. 137–150, 2017.

HOURMAND, M.; SARHAN, A. A. D.; SAYUTI, M. A Comprehensive Review on Machining of Titanium Alloys”. **Arab J Sci Eng**, v. 46, n. 8, p. 7087–7123, 2021.

HU, N. et al. A more defective substrate leads to a less defective passive layer: Enhancing the mechanical strength, corrosion resistance and anti-inflammatory response of the low-modulus Ti-45Nb alloy by grain refinement. **Acta biomaterialia**, v. 126, p. 524–536, 2021.

HUSSEIN, M. A.; AZEEM, M. A.; MADHAN, K. A. Design and processing of near- β Ti-Nb-Ag alloy with low elastic modulus and enhanced corrosion resistance for orpedic implant”. **J Mater Res Technol**. v, v. 24, n. 3, p. 259–273, 2023.

KLUZ, R. et al. Multi-Criteria Optimization of the Turning Parameters of Ti-6Al-4V Titanium alloy Using the Response Surface Methodology. **Eksplot. Niezawodn.-Maint. Reliab**, v. 2022, p. 668–676, [s.d.].

KOMAROVA, E. G.; SHARKEEV, Y. P.; SEDELNIKOVA, M. B. Zn- or Cu-Containing CaP-

Based Coatings Formed by Micro-arc Oxidation on Titanium and Ti-40Nb Alloy: Part I- Microstructure, Composition and Properties”. **Materials**, v. 13, p. 4116–4135, [s.d.].

KUCZMASZEWSKI, J. et al. Testing geometric precision and surface roughness of titanium alloy thin-walled elements processed with milling. In: **Lecture Notes in Mechanical Engineering**. Cham: Springer International Publishing, 2019. p. 95–106.

LI, Z.; TANG, J.; BAI, J. A Novel Micro-EDM Method to Improve Micro hole Machining Performances Using Ultrasonic Circular Vibration (UCV) Electrode. **Int. J. Mech. Sci**, v. 2020, [s.d.].

LIU, H. et al. The state of the art for numerical simulations of the effect of the microstructure and its evolution in the metal-cutting processes. **International journal of machine tools & manufacture**, v. 177, n. 103890, p. 103890, 2022.

MATUSZAK, J.; ZALESKI, K.; ZYŚKO, A. Investigation of the impact of high-speed machining in the milling process of titanium alloy on tool wear, surface layer properties, and fatigue life of the machined object. **Materials**, v. 16, n. 15, p. 5361, 2023.

MING, W.; DANG, J.; AN, Q. Chip formation and hole quality in dry drilling additive manufactured Ti6Al4V”. **Materials and Manufacturing Processes**, p. 43–51, 2019.

MORITZ, J. et al. Hybrid manufacturing of titanium Ti-6Al-4V combining laser metal deposition and cryogenic milling. **The international journal of advanced manufacturing technology**, v. 107, n. 7–8, p. 2995–3009, 2020.

OSG.AE-VMS: The New Standard for Milling. Disponível em: <https://osg.com.br/pdf/catalogo-geral/Catalogo-Geral-OSG.pdf#page=468>. Acessado em fevereiro de 2025.

OSG.FX-LDS End Mill Series. Disponível em: <https://osg.com.br/pdf/catalogo-geral/Catalogo-Geral-OSG.pdf#page=468>. Acessado em fevereiro de 2025.

OSG.FX-ZDS End Mill Series. <https://osg.com.br/pdf/catalogo-geral/Catalogo-Geral-OSG.pdf#page=468>. Acessado em fevereiro de 2025.

OU, P. et al. Cytocompatibility of Ti-xZr alloys as dental implant materials. **Journal of materials science. Materials in medicine**, v. 32, n. 5, p. 50, 2021.

PALANIAPPAN, K. et al. Influence of workpiece texture and strain hardening on chip formation during machining of Ti-6Al-4V alloy. **International journal of machine tools & manufacture**, v. 173, n. 103849, p. 103849, 2022.

PIMENOV, D. Y.; MIA, M.; GUPTA, M. K. Improvement of machinability of Ti and its alloys using cooling-lubrication techniques: A review and future prospect". **Journal of Materials Research and Technology**. v. 11, n. 2, p. 719-753, 2021.

PITCHI, C. S. et al. A review on alloy composition and synthesis of β -Titanium alloys for biomedical applications. **Materials today: proceedings**, v. 26, p. 3297–3304, 2020.

PRAMANIK, A. et al. Methods and variables in Electrical discharge machining of titanium alloy – A review. **Heliyon**, v. 6, n. 12, p. e05554, 2020.

SANTOS, D. M. C. DOS et al. Powder metallurgical manufacturing of ti-Nb alloys using coarse Nb powders. **Materials research**, v. 27, 2024.

SILVA, R. S. DA; RIBEIRO, A. A. Characterization of Ti-35Nb alloy surface modified by controlled chemical oxidation for surgical implant applications. **Matéria (Rio de Janeiro)**, v. 24, n. 3, 2019.

TAKAHASHI, M.; SATO, K.; TOGAWA, G. Mechanical Properties of Ti-Nb-Cu Alloys for Dental Machining Applications”. **J. Funct. Biomater**, v. 13, n. 4, p. 263–274, 2022.

VÖLKE R, B. et al. Influence of testing orientation on mechanical properties of Ti45Nbdeformed by high pressure torsion. **Materials & design**, v. 114, p. 40–46, 2017.

WATANABE, I.; KIYOSUE, S.; OHKUBO, C. Machinability of cast commercial Titanium alloys”. **J Biomed Mater Res**, v. 63, n. 6, p. 760–764, 2002.

WU, H. et al. Mechanical and biological properties of titanium and its alloys for oral implant with preparation techniques: A review. **Materials**, v. 16, n. 21, p. 6860, 2023.

XU, Z. et al. Potential of niobium-based thin films as a protective and osteogenic coating for dental implants: The role of the nonmetal elements. **Materials science & engineering. C, Materials for biological applications**, v. 96, p. 166–175, 2019.

ZHANG, T. et al. Nb-Ti-Zr alloys for orthopedic implants. **Journal of biomaterials applications**, v. 35, n. 10, p. 1284–1293, 2021.

ZHANG, Y. et al. Mechanical and biological properties of Ti-(0-25 wt%)Nb alloys for biomedical implants application. **Regenerative biomaterials**, v. 7, n. 1, p. 119–127, 2020.

ZHAO, Z. B. et al. Effect of β (110) texture intensity on α -variant selection and microstructure morphology during β/α phase transformation in near α titanium alloy. **Acta Materialia**, v. 126, p. 372–382, 2017.