

Usinagem da Liga Ti-45Nb para fabricação de implantes dentários – estudo experimental

Machining of Ti-45Nb alloy for manufacturing dental implants – experimental study

Allancardi dos Santos Siqueira¹ , Wilton Mitsunari Takeshita² , Sandro Griza³ ,
Matheus Leonel Paggi⁴ , Matheus Mariano da Silva Reis³ ,
Cleverson Luciano Trento¹ , Jaqueline Dias Altidis³ 

¹Universidade Federal de Sergipe, Programa de Pós-graduação em Odontologia. Aracaju, SE, Brasil.

²Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Departamento de Diagnóstico e Cirurgia. Araçatuba, SP, Brasil.

³Universidade Federal de Sergipe, Departamento de Ciência e Engenharia de Materiais. São Cristóvão, SE, Brasil.

⁴Centro Universitário de Maringá. Maringá, PR, Brasil.

e-mail: allancardi@hotmail.com, wmtakeshita2@gmail.com, sandro.griza@gmail.com, mleonel66@gmail.com, mmariano641@gmail.com, lucianokeko@hotmail.com, jaquelinealtidis@yahoo.com.br

RESUMO

Ligas de titânio, especialmente Ti-6Al-4V, são empregadas em aplicações biomédicas. No entanto, elementos como alumínio e vanádio podem apresentar efeitos citotóxicos, estimulando a busca por novas ligas. A liga Ti-45Nb apresenta elevado potencial para uso em implantes dentários, devido ao seu baixo módulo de elasticidade, alta resistência à corrosão e biocompatibilidade. Apesar dessas propriedades, estudos sobre sua usinabilidade são escassos. Este trabalho experimental teve como objetivo caracterizar a microestrutura, composição elementar, propriedades físico-químicas e mecânicas, bem como avaliar a usinabilidade da liga Ti-45Nb. Amostras foram obtidas em barras maciças e preparadas por metalografia. A microestrutura foi revelada e analisada por microscopia óptica, MEV/EDS e DRX. Ensaio de microdureza seguiram normas ASTM, com análise estatística por ANOVA. A usinagem foi realizada por torneamento CNC utilizando fresas e parâmetros específicos. Resultados mostraram uma microestrutura monofásica β , dureza média de 187 HV e módulo de Young de 62 GPa. A usinagem foi eficaz, obtendo rugosidade e acabamento comparáveis aos implantes convencionais em Ti-Cp. A geometria dos implantes fabricados correspondeu ao projeto original. Conclui-se que a liga Ti-45Nb apresenta propriedades adequadas para aplicação em implantes dentários. Estudos futuros devem explorar aspectos biológicos e parâmetros ideais de usinagem, visando otimizar o desempenho clínico da liga.

Palavras-chave: Titânio; Usinagem; Biomaterial; Implante dentário.

ABSTRACT

Titanium alloys, especially Ti-6Al-4V, are used in biomedical applications. However, elements such as aluminum and vanadium can present cytotoxic effects, stimulating the search for new alloys. The Ti-45Nb alloy has high potential for use in dental implants, due to its low modulus of elasticity, high corrosion resistance and biocompatibility. Despite these properties, studies on its machinability are scarce. This experimental work aimed to characterize the microstructure, elemental composition, physicochemical and mechanical properties, as well as to evaluate the machinability of the Ti-45Nb alloy. Samples were obtained in solid bars and prepared by metallography. The microstructure was revealed and analyzed by optical microscopy, SEM/EDS and XRD. Microhardness tests followed ASTM standards, with statistical analysis by ANOVA. Machining was performed by CNC turning using specific milling cutters and parameters. Results showed a single-phase β microstructure, average hardness of 187 HV and Young's modulus of 62 GPa. Machining was effective, obtaining roughness and finish comparable to conventional Ti-Cp implants. The geometry of the manufactured implants corresponded to

the original design. It is concluded that the Ti-45Nb alloy presents suitable properties for application in dental implants. Future studies should explore biological aspects and ideal machining parameters, aiming to optimize the clinical performance of the alloy.

Keywords: Titanium; Machining; Biomaterial; Dental implant.

1. INTRODUÇÃO

O titânio e suas ligas são materiais estruturais altamente utilizados na área da saúde para fabricação de instrumentos e dispositivos biomédicos devido às suas excelentes características mecânicas e químicas, alta relação resistência/peso, boa resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade e densidade relativamente baixa [1–3].

Ligas de titânio, particularmente Ti6Al4V, são comumente usadas em aplicações biomédicas. No entanto, a inclusão de alumínio (Al) e vanádio (V) nesta liga pode causar efeitos citotóxicos no corpo humano, sendo hoje uma tendência a busca por novas ligas também biocompatíveis contendo elementos não tóxicos, como estanho (Sn) e nióbio (Nb), para fabricação de implantes biomédicos [4].

O nióbio (Nb) é biocompatível, tem excelente resistência à corrosão e módulo de Young consideravelmente menor que o titânio comercialmente puro (Ti-Cp) sendo usado como um elemento β -estabilizador substancial em ligas de titânio [5–7]. O sistema de liga Ti-Nb tem um mínimo do módulo de Young (55–60 GPa) em aproximadamente 45% em peso de Nb, tornando a liga Ti-45Nb interessante para fabricação de implantes dentários [8, 9].

A usinagem do Ti-Cp, apesar de conhecida na literatura, é considerada difícil devido às propriedades inerentes deste metal, ou seja, alta reatividade química, condutividade térmica relativamente baixa, alta resistência em alta temperatura e baixo módulo de Young [10]. Quanto à usinabilidade da liga Ti-Nb a literatura é escassa. Valores baixos de módulos de Young da liga Ti-45Nb podem significar difícil usinagem para essas ligas metaestáveis, mesmo que elas possam ser fundidas com o uso de equipamento de fundição odontológica [11].

A usinagem por torneamento da liga Ti-45Nb não foi estudada até o momento. Este estudo experimental tem por objetivo examinar a sua microestrutura, composição elementar, propriedades físico-químicas e mecânicas e usinagem desta liga para fabricação de implantes dentários, devido às suas excelentes propriedades mecânicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

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 2 m de comprimento (SHAANXI OMD NEW MATERIALS SCI-TECH CO., Ltd., Xi'na City, Shaaanxi Province, P.R. of China), certificado N° OMD202401BR001, tendo sua composição química e propriedades mecânicas citadas nas Tabelas 1 e 2.

2.1. Metalografia

As amostras foram embutidas a quente com embutidora AROTEC PRE 30Mi, utilizando baquelite. O processo de lixamento fez 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 . A limpeza das amostras após polimento, foi realizada através de banho de ultrassom por 15 min em álcool. Para revelar

Tabela 1: Composição química em % em peso, segundo o fabricante.

Ti-45Nb AMOSTRA (%)	Ti	Nb	Si	Fe	O	C	N	H	Mg	Mn
	54,78	44,69	0,005	0,01	0,097	0,005	0,006	0,001	<0,0014	<0,0014

Tabela 2: Propriedades mecânicas.

Ti-45Nb AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	RESISTÊNCIA AO ESCOAMENTO	ALONGAMENTO	ÁREA DE REDUÇÃO	MÓDULO DE YOUNG	MICRODUREZA VICKERS
	700 MPa	587 MPa	17,5%	88%	62 GPa	187 HV

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 microscópio óptico (Axio Lab.A1- Zeiss).

2.2. Ensaio de Microdureza Vickers

O ensaio de Microdureza Vickers foi aplicado em 04 amostras embutidas, lixadas e polidas conforme determinam os procedimentos de preparação metalográfica (Figura 1) e análise das normas ASTM E92-17 [12] e ASTM E384-22 [13]. Na determinação da dureza das fases observadas nas microestruturas foi utilizado um microdurômetro Vickers da Shimadzu modelo HVS-1000A, que conta com um microscópio óptico acoplado com indentador, o qual permite a medida das diagonais da impressão resultantes do ensaio (Figura 1 A e B). Para cada amostra foram realizadas 10 indentações, contemplando toda área de seção transversal, com carga de 1Kgf aplicada por um período 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).

2.3. Microscópio eletrônico de varredura (MEV)

Após preparação metalográfica, a amostra foi analisada em MEV, modelo JEOL JCM – 5700 CARRY SCOPE, com parâmetro de ensaio de 10 kv, com o objetivo de obter informações a respeito da qualidade topográfica obtida da usinagem das amostras por torneamento.

2.4. Espectroscopia de energia dispersiva (EDS)

A análise de composição semiquantitativa por Espectroscopia por Energia Dispersiva (EDS) foi realizada através de mapeamento geral, utilizando tensão de trabalho de 15 KeV em MEV-EDS LV (JSM6510LV). Essa técnica de microanálise é uma importante ferramenta, acoplada ao MEV, para caracterização de materiais metálicos, uma vez que permite a identificação de componentes químicos em pontos específicos da amostra.

2.5. Difração de raio-X (DRX)

A análise por DRX foi realizada em temperatura ambiente (298,15 K) através do difratômetro Shimadzu Lab XRD-600 com radiação monocromática Cu- α ($\lambda = 1,54 \text{ \AA}$) em tudo de cobre e temperatura ambiente 25 °C (77 °F). Variou-se o ângulo de $\Theta - 2\Theta$ com passo de 0,02° de 40° até 105° e velocidade de varredura de 1°/min. Para identificação das fases foram utilizadas as fichas de padrões do JCPDS (joint Committee for Power Diffraction). A técnica de difratometria de raio-X foi empregada com a finalidade de identificar as fases presentes na microestrutura da liga Ti-45Nb.

2.6. Testes de usinagem – experimentos de corte

O material foi usinado por torneamento pela indústria Singular Implants®, Parnamirim, Brasil, para fabricação de 20 implantes dentários (corpos de prova) de Ti-45Nb tendo como base o desenho do projeto (Figura 2), características dimensionais e geométricas dos implantes dentários cilíndricos (3,75 × 11 mm – Ref.100.117) fabricados em Ti-Cp (ASTM F67- Grau 4) com conexão interna do tipo cone morse da SINGULAR Implants®.

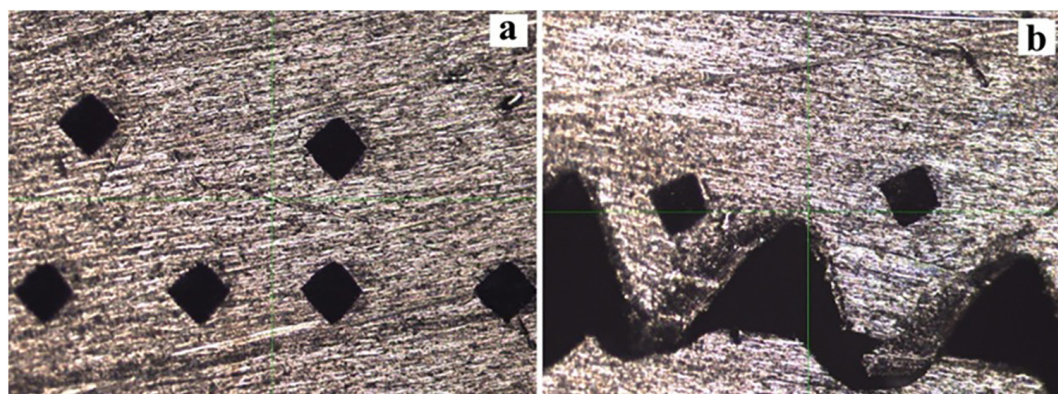


Figura 1: Teste típico de indentação. (a) Indentações em corpo do implante. (b) Indentações em região de rosca do implante.

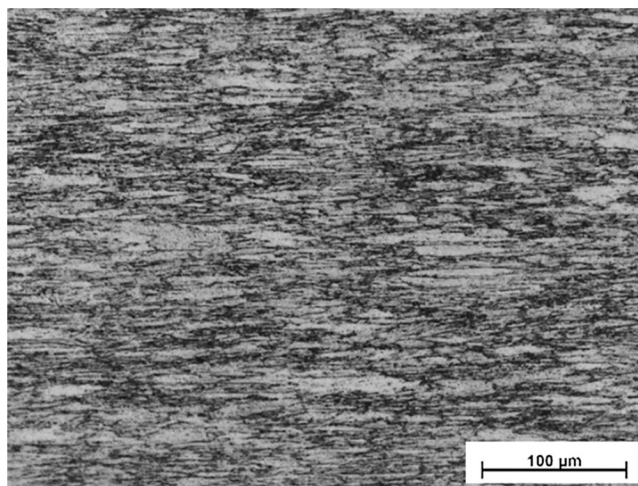


Figura 2: Microestrutura da liga Ti45Nb apresentando grãos alongados da fase β e bandas de deformação dispersas vista em microscopia óptica.

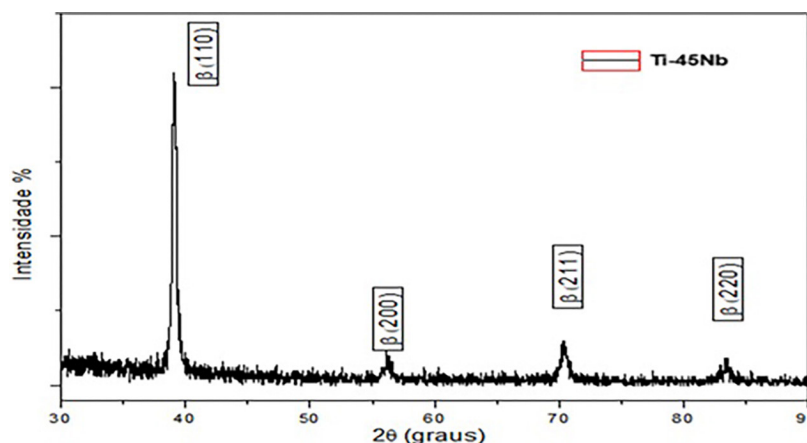


Figura 3: Difratoograma da liga Ti-45Nb.

Para usinagem dos implantes de Ti-45Nb, utilizou-se um torno automático Comando Numérico Computadorizado (CNC), cabeçote móvel, *swiss-type*, modelo Hanwha® XE20 (Cypress, CA. EUA), largamente empregado no torneamento de implantes dentários.

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 microgrão revestido que confere elevada temperatura de oxidação e dureza superior a 3.000 HV [14–16].

A Tabela 3 apresenta as ferramentas e os parâmetros de corte necessários para a condução dos ensaios conforme as recomendações do fabricante: velocidade de corte (v_c), em m/min, profundidade de corte (a_p), em mm, e avanço por dente (f_z), em mm.

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 2 metro de comprimento. 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).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Embora muitos tipos de ligas de titânio estejam disponíveis o Ti-Cp e Ti-6Al-4V são os materiais de titânio mais comumente utilizados em aplicações de implantes [17]. A liga Ti-6Al-4V tem maior resistência à flexão

(890 Mpa) e dureza (350 HV) comparada ao Ti-Cp, (390 Mpa e 160 HV) [18], no entanto, a longo prazo, pode causar alguns problemas de saúde devido à liberação de vanádio e alumínio [4].

Nos últimos anos pesquisadores vêm buscando novas ligas de Ti para aplicações biomédicas, mas pouca atenção tem se dado as ligas com alto teor de Nb. O sistema de liga Ti-Nb tem um mínimo do módulo de Young em aproximadamente 45% em peso de Nb, tornando o Ti-45Nb uma liga β -Ti interessante para implantes biomédicos [8, 19].

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 [20]. No presente trabalho a liga Ti-45Nb apresentou resistência a tração de 700 Mpa, resistência ao escoamento de 587 MPa, módulo de Young 62 GPa (Tabela 2) e Microdureza Vickers 187 HV (Tabela 2 e 4). Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as amostras ($p > 0.05$). As indentações foram feitas em áreas diferentes do corpo de prova, 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 (Figura 1).

Para aplicação em biomateriais, o material que estará em contato com o tecido ósseo deve ter módulo de Young mais próximo ao do tecido ósseo (<40 GPa) para evitar o efeito de blindagem de tensões e alta dureza para garantir sua integridade após tensões mecânicas [21]. Devido à alta resistência à corrosão juntamente com a alta capacidade de formação de hidroxiapatita observada em ligas Ti-30Nb, após oxidação eletrolítica de plasma, esta liga possui grande potencial para ser usada como um material ideal para aplicações na ortopédicas e odontológicas [22].

Ainda não há consenso na literatura, mas alguns trabalhos relevantes demonstraram que quanto maior a quantidade de Nb, mais hidrofílica é a superfície, [23] tornando mais viável a adesão celular, apresentando o Ti-50Nb, um desempenho de 25% superior ao Ti-Cp [7].

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 (107,4 GPa) [20]. A liga de titânio com 40–45% em peso de nióbio permite reduzir o módulo de Young para 55–60 GPa e estabilizar 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 [9].

Tabela 3: Ferramentas e parâmetros de corte OSG [14–16].

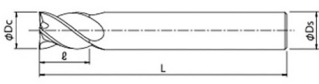
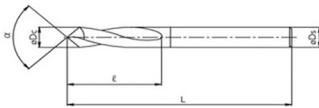
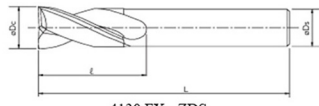
FERRAMENTAS	VC (m/mm)	FZ (mm)	AP (mm)
 8100 AE-VMSS – Tipo 2	40 (30 ~ 120)	0.1 (0.05 ~ 0.18)	1.5 mm
 4120 FX – LDS	40 (30 ~ 120)	0.1 (0.05 ~ 0.18)	1.5 mm
 4130 FX - ZDS	40 (30 ~ 120)	0.1 (0.05 ~ 0.18)	1.5 mm

Tabela 4: Microdureza Vickers - Valores de média, desvio padrão e valor de p para teste ANOVA.

AMOSTRAS	MÉDIA (HV)	DESVIO PADRÃO	VALOR DE P
Amostra 1	180,9	2,13	0.873
Amostra 2	181,4	2,59	
Amostra 3	183,1	3,21	
Amostra 4	181,4	3,77	

A microestrutura do Ti-Cp apresenta-se como estrutura cristalina tipo hexagonal compacta (HC), fase α , com grãos homogêneos e equiaxiais, enquanto a liga Ti-6Al-4V é composto por fase α e por fase β , estrutura cristalina hexagonal compacta e estrutura cristalina cúbica de corpo centrado, respectivamente [24].

No presente estudo, devido a liga ser constituída majoritariamente por Ti e Nb, sendo o nióbio o elemento de liga responsável por reter a fase β , pode-se afirmar que a microestrutura, apresentada na Figura 2 é composta por contorno de grãos alongados do tipo β .

Os resultados encontrados através do EDS e DRX 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. A difração de raios X mostrou presença de picos referentes ao nióbio e à fase β ($\sim 39^\circ$, $\sim 56^\circ$, $\sim 70^\circ$ e $\sim 83^\circ$) na liga Ti-45Nb (Figura 3).

Os padrões de XRD em amostras produzidas pelo processo fusão seletiva a laser exibem a presença de uma estrutura β monofásica, sugerindo que a variação nos parâmetros de processamento não tem influência significativa na formação de fases na liga Ti-45Nb [25].

A análise por EDS-MEV mostra que Ti e Nb estão distribuídos de forma homogênea, o que indica que a liga é monofásica β , com ausência de segregações químicas ou de outras fases visíveis na escala de análise (Figura 4). Cada vez mais atenção tem sido dada às ligas de titânio β metaestáveis, visto que essas ligas podem ser endurecidas a uma resistência extremamente alta e sua microestrutura complexa permite a combinação de alta resistência e alta tenacidade [26, 27]. As ligas de titânio β são relatadas como as mais difíceis de usar entre todas as ligas de titânio [28]. As ligas de titânio β são difíceis de usar devido à elevada temperatura de corte, às altas forças de corte e, particularmente, ao rápido desgaste da ferramenta [29–33].

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 [34].

Em razão de sua grande versatilidade e capacidade de proporcionar à peça praticamente qualquer forma geométrica, dentro dos processos de usinagem, o torneamento é um dos que apresentam também maior complexidade, em razão da grande quantidade de variáveis envolvidas no processo, como máquinas, ferramentas, estratégias e parâmetros [35].

Durante a usinagem de ligas de titânio, os principais parâmetros que devem ser considerados são velocidade de corte, taxa de avanço, profundidade de corte, métodos de resfriamento, tipo de ferramenta de fresagem, aquecimento e/ou vibração da peça/ferramentas de corte para que possamos obter uma superfície com rugosidade adequada e melhor acabamento [36–38].

A combinação mais favorável para forças de corte, nas ligas de Ti, principalmente a Ti6Al4V ($\alpha + \beta$), é alta velocidade de corte e baixa taxa de avanço. As forças de corte geradas na usinagem desta liga são menores quando comparadas a ligas próximas a α [39]. Propriedades mecânicas como limite de escoamento e dureza têm influência razoável nas forças de corte [40]. O efeito da taxa de avanço e da profundidade de corte nas forças de corte é maior do que o efeito da velocidade de corte, enquanto as velocidades de corte têm um alto efeito nas temperaturas [41].

A usinagem da liga Ti-6Al-4V é obtida para as baixas velocidades de corte (convencionais), $vc = 557$ rpm (70 m/min). O fresamento em velocidades de $vc = 1989$ rpm (250 m/min) e $vc = 2466$ rpm (310 m/min) causa

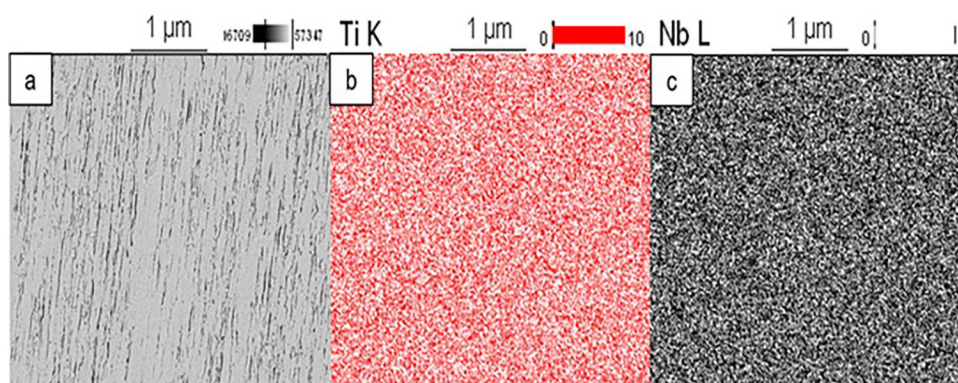


Figura 4: Mapeamento de análise por EDS-MEV da liga Ti45Nb. (a) Amostra com contrastes de fases da amostra; (b) Mapeamento químico da distribuição do Ti; (c) Mapeamento químico da distribuição do Nb.

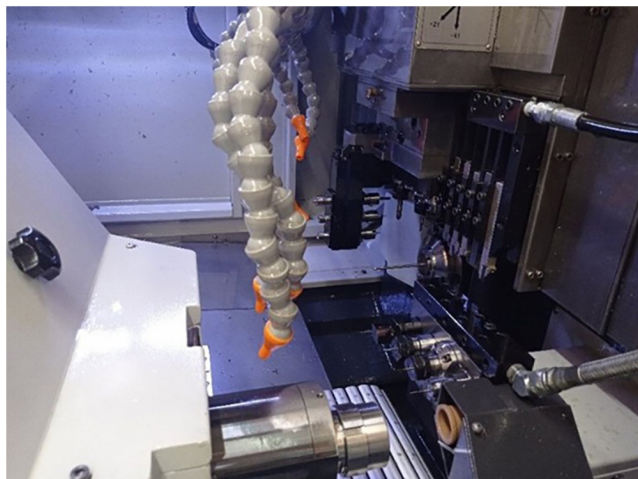


Figura 5: Montagem da barra Ti-45Nb em torno CNC nas dependências da SINGULAR Implants®.

um desenvolvimento significativo de desgaste da ferramenta na fase inicial de corte [42]. O mesmo acontece com o Ti-Cp em que a vc é em torno de 238 a 477 rpm (30 a 60 m/min) [43].

Na usinagem por torneamento de rosca usando um torno tipo CNC a ferramenta de corte avança na direção axial e gira simultaneamente. O movimento axial da peça de trabalho é determinado pelo passo da rosca. A rosqueamento é feito cortando nível por nível até que a rosca atinja a profundidade necessária [44].

No presente estudo a montagem em torno CNC, para fabricação dos implantes dentários, consistiu em girar, com uso abundante de fluido de corte a base de petróleo, uma barra cilíndrica de Ti-45Nb com 4 mm de diâmetro por 2 metros de comprimento. 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) – Figura 5.

Altas temperaturas de corte, altas cargas dinâmicas e altas pressões mecânicas durante o corte de ligas de Ti causam rápida deformação plástica e/ou rápido desgaste da ferramenta. Sendo assim importante a refrigeração abundante com líquido à base de petróleo [39].

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 [36].

Até o momento não foi estudado os parâmetros de usinagem da liga Ti-45Nb para fabricação de implantes dentários, o que torna esse estudo experimental pioneiro. Velocidade de corte e avanço ideal, energia de corte específica, coeficiente de atrito, geometria da ferramenta, estratégia de fresagem, além de refrigeração e lubrificação adequadas são parâmetros importantes na usinagem de implantes dentários, o que a usinagem da liga Ti-45Nb em si é uma tarefa desafiadora.

Embora os padrões de usinagem, do titânio comercialmente puro (Ti-Cp) seja bem conhecido, a literatura é escassa quanto à usinabilidade da liga TiNb [26]. Titânio e suas ligas apresentam um padrão de torneamento próximos a 3.000 rpm, fresagem 6.000 rpm, perfuração 9000 rpm, profundidade de corte (dc) 1.5 mm, avanço (taxa de alimentação) entre 0.03 e 0.06 mm/rosca e refrigeração - líquido à base de petróleo [39].

No presente estudo, para fabricação dos implantes dentários de Ti-45Nb a velocidade foi de 3500 rpm (439,823 m/min), o avanço e a profundidade de usinagem foram baseados nas características dimensionais e geométricas dos implantes dentários cilíndricos ($3,75 \times 11$ mm – Ref.100.117) – Figura 6 - fabricados em Ti-Cp com conexão interna do tipo cone morse da SINGULAR Implants®, Parnamirim, Brasil.

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 [45]. A formação de rebarbas é um fenômeno comum que ocorre durante a usinagem de ligas de Ti [46], mas pode ser minimizada com o aumento adequado da velocidade de corte, transportando o calor gerado para o cavaco formado [47].

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

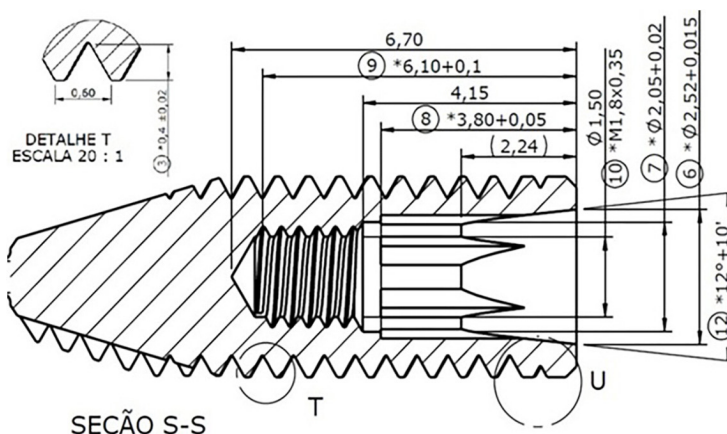


Figura 6: Projeto do Implante CM Cilíndrico 3,75 × 11 mm (ref. 100.117) SINGULAR Implants®.

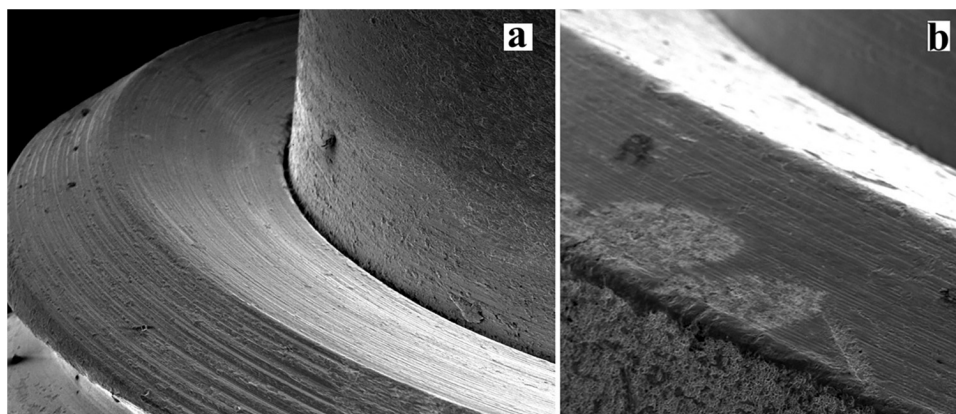


Figura 7: (a) Imagem de MEV (100X) da região de pescoço implante Ti-45Nb mostrando o padrão da usinagem da liga Ti-45Nb; (b) Imagem de MEV (200X) da região de pescoço do implante Singular® em Ti-Cp (3,75 × 11 mm – Ref.100.117).

[37]. 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 [11]. Na Figura 7 observamos o padrão da usinagem da liga Ti-45Nb, conseguido no presente estudo, em comparação com o Ti-Cp.

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 [48].

Um recente trabalho foi pioneiro no estudo da usinabilidade das ligas TiNb por torneamento e fresamento. Os autores examinaram o comportamento das ligas de titânio-nióbio (Ti40, Ti-24Nb e Ti-26Nb) para aplicações como biomaterial em micro corte e concluíram que, enquanto o comportamento do Ti40 é clássico, as ligas de TiNb mostram particularidades devido a sua alta ductilidade e superelasticidade, sendo difíceis de usinar, devido ao seu comportamento não convencional e sugeriram novas investigações posteriores para chegar as melhores condições de corte (lubrificação, assistência de usinagem...) [49].

A usinagem do titânio e suas ligas continua sendo um desafio para as indústrias biomédicas [44]. Apesar da ausência de protocolo padrão de usinagem da liga Ti-45Nb, o presente estudo experimental conseguiu fabricar implantes dentários com macrogeometria correspondente ao projeto do implante dentários cilíndricos (3,75 × 11 mm – Ref.100.117) da SINGULAR Implants®, como verificado em projetor de perfil (Mitutoyo® PJ-A3000) –

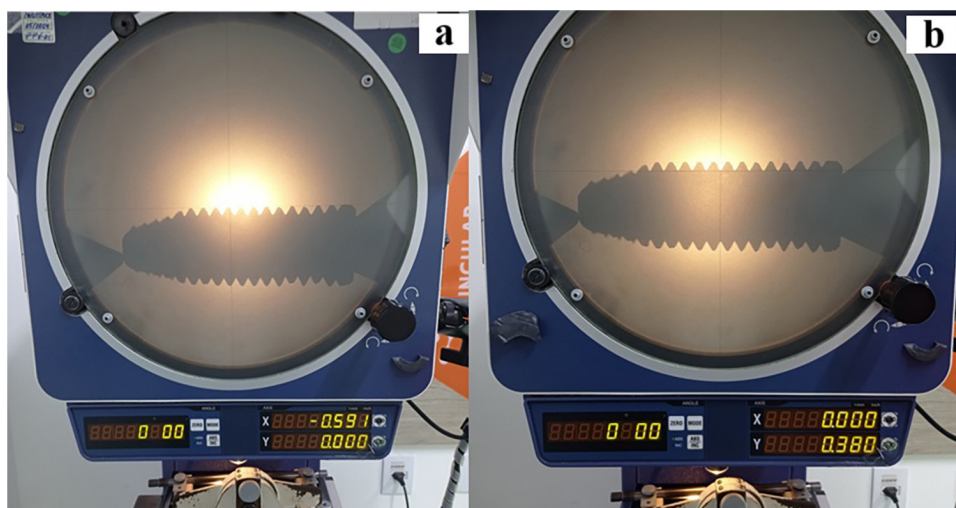


Figura 8: (a) e (b) Imagem em projetor de perfil avaliando altura e passo de rosca externa do implante dentário de Ti-45Nb.

Figura 8 – onde observamos o passo da rosca externa em 0,591 mm e altura da rosca em 0,380 mm, considerando os parâmetros do projeto, “detalhe T” (Figura 6), de 0,6 mm para o passo de rosca e 0,4 mm ($\pm 0,02$).

Este estudo, embora pioneiro na usinagem da liga Ti-45Nb para fabricação de implantes dentários, apresenta algumas limitações, como a ausência de ensaios *in vivo*, a restrição do número de amostras analisadas e a não avaliação do comportamento tribológico da liga. Assim, considerando os resultados bem-sucedidos e aprimorados neste estudo, vencidas as análises laboratoriais iniciais sugere-se a implementação de novos estudos com utilização das amostras “*in vivo*” para melhor compreensão do processo biológico de osseointegração nesta nova liga. Além disso, estudos adicionais focados na otimização dos parâmetros de usinagem—como tipos de refrigeração, geometrias de ferramentas e estratégias de corte—poderão contribuir para melhorar a qualidade superficial e a durabilidade dos implantes fabricados com essa liga promissora.

4. CONCLUSÕES

Os resultados demonstram que a liga Ti-45Nb apresentou-se dúctil, com baixo módulo de elasticidade e dureza. 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 rebarba do material que pode ser ainda minimizada com aumento da velocidade de corte, a usinagem se assemelha em relação a rugosidade com as usinagens habituais dos implantes Ti-Cp. Pode-se ainda concluir que a liga de Ti-45Nb estudada está em conformidade normativa ASTM B265. Investigações adicionais são necessárias para uma compreensão mais completa das propriedades da liga, sua toxicidade, biocompatibilidade e comportamento mecânico *in vivo*, além de buscar parâmetros ideais para usinagem e fabricação de implantes dentários.

5. AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa utilizou instalações do Centro Multiusuário de Nanotecnologia da UFS (CMNano-UFS) e o Laboratório de Microestruturas e Propriedades Mecânicas da UFS. A disponibilização das amostras de implantes foi concedida pela indústria SINGULAR Implantes®. Agradecemos o apoio técnico e parceria.

6. BIBLIOGRAFIA

- [1] NAJDAHMAI, A., ZAREI-HANZAKI, A., FARGHADANI, F., “Mechanical properties enhancement in Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr alloy via heat treatment with no detrimental effect on its biocompatibility”, *Materials & Design*, v. 54, pp. 786–791, Feb. 2014. doi: <http://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.09.007>.
- [2] MIERZEJEWSKA, Ż.A., HUDÁK, R., SIDUN, J., “Mechanical properties and microstructure of DMLS Ti6Al4V alloy dedicated to biomedical applications”, *Materials*, v. 12, n. 1, pp. 176–192, Jan. 2019. doi: <http://doi.org/10.3390/ma12010176>. PubMed PMID: 30621079.
- [3] ALSHAMMARI, Y., YANG, F., BOLZONI, L., “Mechanical properties and microstructure of Ti-Mn alloys produced via powder metallurgy for biomedical applications”, *Journal of the Mechanical Behavior*

- of Biomedical Materials*, v. 91, pp. 391–397, Jan. 2019. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.12.005>. PubMed PMID: 30665199.
- [4] AZMAT, A., ASRAR, S., CHANNA, I.A., *et al.*, “Comparative study of biocompatible titanium alloys containing non-toxic elements for orthopedic implants”, *Crystals*, v. 13, n. 3, pp. 467–481, Mar. 2023. doi: <http://doi.org/10.3390/cryst13030467>.
- [5] NIINOMI, M., “Recent metallic materials for biomedical applications”, *Metallurgical and Materials Transactions. A, Physical Metallurgy and Materials Science*, v. 33, n. 3, pp. 477–486, Mar. 2002. doi: <http://doi.org/10.1007/s11661-002-0109-2>.
- [6] MATSUNO, H., YOKOYAMA, A., WATARI, F., *et al.*, “Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium”, *Biomaterials*, v. 22, n. 11, pp. 1253–1262, Jul. 2001. doi: [http://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00275-1](http://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00275-1). PubMed PMID: 11336297.
- [7] PEREIRA, B.L., LEPIENSKI, C.M., SEBA, V., *et al.*, “Titanium-Niobium (Ti-xNb) alloys with high Nb amounts for applications in biomaterials”, *Materials Research*, v. 23, n. 6, pp. e20200405, Nov. 2020. doi: <http://doi.org/10.1590/1980-5373-mr-2020-0405>.
- [8] OZAKI, T.H., MATSUMOTO, S., WATANABE, S., *et al.*, “Beta Ti alloys with low Young’s modulus”, *Materials Transactions*, v. 45, n. 8, pp. 2776–2779, Jul. 2004. doi: <http://doi.org/10.2320/mater-trans.45.2776>.
- [9] KOMAROVA, E.G., SHARKEEV, Y.P., SEDELNIKOVA, M.B., *et al.*, “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 (Basel)*, v. 13, n. 18, pp. 4116–4135, Sep. 2020. doi: <http://doi.org/10.3390/ma13184116>. PubMed PMID: 32947970.
- [10] EZUGWU, O., WANG, M., “Titanium alloys and their machinability: a review”, *Journal of Materials Processing Technology*, v. 6, n. 3, pp. 262–274, Aug. 1997. doi: [http://doi.org/10.1016/S0924-0136\(96\)00030-1](http://doi.org/10.1016/S0924-0136(96)00030-1).
- [11] WATANABE, I., KIYOSUE, S., OHKUBO, C., *et al.*, “Machinability of cast commercial titanium alloys”, *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 63, n. 6, pp. 760–764, Oct. 2002. doi: <http://doi.org/10.1002/jbm.10413>. PubMed PMID: 12418021.
- [12] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS, *ASTM F67 – 17: Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications*, West Conshohocken, ASTM, 2017.
- [13] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS, *ASTM B265 – 20: Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications*, West Conshohocken, ASTM, 2020.
- [14] OSG SULAMERICANA, *AE-VMS: The New Standard for Milling*, Bragança Paulista, OSG, 2017. <https://osg.com.br/pdf/catalogo-geral/Catalogo-Geral-OSG.pdf#page=468>, accessed in February, 2025.
- [15] OSG SULAMERICANA, *FX-LDS End Mill Series*, Bragança Paulista, OSG, 2017. <https://osg.com.br/pdf/catalogo-geral/Catalogo-Geral-OSG.pdf#page=468>, accessed in February, 2025.
- [16] OSG SULAMERICANA, *FX-ZDS End Mill Series*, Bragança Paulista, OSG, 2017. <https://osg.com.br/pdf/catalogo-geral/Catalogo-Geral-OSG.pdf#page=468>, accessed in February, 2025.
- [17] 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, pp. 5361, 2023. doi: <http://doi.org/10.3390/ma16155361>. PubMed PMID: 37570066.
- [18] WANG, R.R., FENTON, A., “Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature”, *Quintessence International*, v. 27, n. 6, pp. 401–408, Jun. 1996. PubMed PMID: 8941834.
- [19] HANADA, S., OZAKI, T., TAKAHASHI, E., *et al.*, “Composition dependence of young’s modulus in beta titanium binary alloys”, *Materials Science Forum*, v. 426–432, n. 432, pp. 3103–3108, 2003. doi: <http://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.426-432.3103>.
- [20] TAKAHASHI, M., SATO, K., TOGAWA, G., *et al.*, “Mechanical properties of Ti-Nb-Cu alloys for dental machining applications”, *Journal of Functional Biomaterials*, v. 13, n. 4, pp. 263–274, Nov. 2022. doi: <http://doi.org/10.3390/jfb13040263>. PubMed PMID: 36547524.
- [21] CHEN, Q., THOUAS, G.A., “Metallic implant biomaterials”, *Materials Science and Engineering R Reports*, v. 87, pp. 1–57, Jan. 2015. doi: <http://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>.

- [22] KASEEM, M., CHOE, H.C., “Electrochemical and bioactive characteristics of the porous surface formed on Ti-xNb alloys via plasma electrolytic oxidation”, *Surface and Coatings Technology*, v. 378, pp. 125027, Nov. 2019. doi: <http://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2019.125027>.
- [23] ZHANG, Y., SUN, D., CHENG, J., *et al.*, “Mechanical and biological properties of Ti-(0–25 wt%)Nb alloys for biomedical implants application”, *Regenerative Biomaterials*, v. 7, n. 1, pp. 119–127, Feb. 2020. doi: <http://doi.org/10.1093/rb/rbz042>. PubMed PMID: 32153995.
- [24] LONGHITANO, G.A., ARENAS, M.A., CONDE, A., *et al.*, “Heat treatments effects on functionalization and corrosion behavior of ti-6al-4v eli alloy made by additive manufacturing”, *Journal of Alloys and Compounds*, v. 765, pp. 961–968, Oct. 2018. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jallcom.2018.06.319>.
- [25] SCHWAB, H., PRASHANTH, K.G., LÖBER, L., *et al.*, “Selective Laser Melting of Ti-45Nb Alloy”, *Metals*, v. 5, n. 2, pp. 686–694, Apr. 2015. doi: <http://doi.org/10.3390/met5020686>.
- [26] LEYENS, C., PETERS, M., *Titanium and titanium alloy: fundamentals and applications*, 1 ed., New York, Wiley-VCH, 2003. doi: <http://doi.org/10.1002/3527602119>.
- [27] YUMAK, N., ASLANTAŞ, K., “A review on heat treatment efficiency in metastable β titanium alloys: the role of treatment process and parameters”, *Journal of Materials Research and Technology*, v. 9, n. 6, pp. 15360–15380, Nov-Dec. 2020. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.10.088>.
- [28] ZLATIN, N., FIELD, M., “Procedures and Precautions in Machining Titanium Alloys”, In: Jaffee, R.I., Burte, H.M. (eds), *Titanium Science and Technology*, Boston, Springer, pp. 489–504, 1973. doi: http://doi.org/10.1007/978-1-4757-1346-6_37.
- [29] MACHAI, C., BIERMANN, D., “Machining of beta-titanium-alloy Ti-10V-2Fe-3Al under cryogenic conditions: Cooling with carbon dioxide snow”, *Journal of Materials Processing Technology*, v. 211, n. 6, pp. 1175–1183, Jun. 2011. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2011.01.022>.
- [30] ARRAZOLA, P.J., GARAY, A., IRIARTE, L.M., *et al.*, “Machinability of titanium alloys (Ti6Al4V and Ti555.3)”, *Journal of Materials Processing Technology*, v. 209, n. 5, pp. 2223–2230, 2009. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2008.06.020>.
- [31] EZUGWU, E.O., “High speed machining of aero-engine alloys Journal of the Brazilian Society of Mechanical”, *Sciences and Engineering*, v. 26, n. 1, pp. 1, Jan. 2004.
- [32] MACHAI, C., IQBAL, A., BIERMANN, D., *et al.*, “On the effects of cutting speed and cooling methodologies in grooving operation of various tempers of β -titanium alloy”, *Journal of Materials Processing Technology*, v. 213, n. 7, pp. 1027–1037, Jul. 2013. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2013.01.021>.
- [33] RAHMAN, R.R.A., SUN, S., WANG, G., *et al.*, “Machinability of a near beta titanium alloy”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part B, Journal of Engineering Manufacture*, v. 225, n. 12, pp. 2151–2162, Nov. 2011. doi: <http://doi.org/10.1177/2041297511406649>.
- [34] FESTAS, A.J., CARVALHO, S., HOROVISTIZ, A., *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, pp. 1845–1856, Jan. 2022. doi: <http://doi.org/10.1177/09544089221074852>.
- [35] ZANUTO, R.S., “Avaliação de diferentes estratégias de entrada no fresamento do aço inoxidável 15-5 PH”, Tese de MSc., Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 2012.
- [36] HOURMAND, M., SARHAN, A.A.D., SAYUTI, M., *et al.*, “A comprehensive review on machining of titanium alloys”, *Arabian Journal for Science and Engineering*, v. 46, n. 8, pp. 7087–7123, Aug. 2021. doi: <http://doi.org/10.1007/s13369-021-05420-1>.
- [37] GANDREDDI, J., KROMANIS, A., LUNGEVIČS, J., *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, pp. 52–66, Feb. 2023. doi: <http://doi.org/10.2478/lpts-2023-0005>.
- [38] ALTAF, M., DWIVEDI, S.P., KANWAR, R.S., *et al.*, “Machining characteristics of titanium Ti6Al-4V, inconel 718 and tool steel: a critical review”, *IOP Conference Series. Materials Science and Engineering*, v. 691, n. 1, pp. 012052–012061, Nov. 2019. doi: <http://doi.org/10.1088/1757-899X/691/1/012052>.
- [39] GAO, Y., WU, Y., XIAO, J., *et al.*, “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, pp. 719–753, Mar. 2021.

- [40] POLISHETTY, A., SHUNMUGAVEL, M., GOLDBERG, M., *et al.*, “Cutting force and surface finish analysis of machining additive manufactured titanium alloy Ti-6Al-4V”, *Procedia Manufacturing*, v. 7, pp. 284–289, Jan. 2017. doi: <http://doi.org/10.1016/j.promfg.2016.12.071>.
- [41] VIJAY, S., KRISHNARAJ, V., “Machining parameters optimization in end milling of Ti-6Al-4V”, *Procedia Engineering*, v. 64, pp. 1079–1088, Oct. 2013. doi: <http://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.09.186>.
- [42] MATUSZAK, J., “Analysis of geometric surface structure and surface layer microhardness of Ti6Al4V Titanium alloy after vibratory shot peening”, *Materials*, v. 16, n. 21, pp. 6983, Oct. 2023. doi: <http://doi.org/10.3390/ma16216983>. PubMed PMID: 37959580.
- [43] KHAN, A., MAITY, K., “Machinability assessment of commercially pure titanium (CP-Ti) during turning operation: Application potential of GRA method”, *IOP Conference Series. Materials Science and Engineering*, v. 338, n. 1, pp. 1–6, Dec. 2017.
- [44] CHENG, E.H., LIN, M.J., TSAI, T.L., *et al.*, “Study on machining dental implants by whirling approach”, *Applied Mechanics and Materials*, v. 117–119, pp. 506–1513, Oct. 2011. doi: <http://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.117-119.1506>.
- [45] GANDREDDI, J.P., GERINS, E., KROMANIS, A., *et al.*, “Technological assurance of surface roughness in pocket milling”, *Annals of DAAAM & Proceedings*, v. 7, n. 1, pp. 0584–0591, 2020. doi: <http://doi.org/10.2507/31st.daaam.proceedings.080>.
- [46] MING, W., DANG, J., AN, Q., “Chip formation and hole quality in dry drilling additive manufactured Ti6Al4V”, *Materials and Manufacturing Processes*, v. 35, n. 11, pp. 43–51, Nov. 2019.
- [47] HUSSEIN, M.A., AZEEM, M.A., KUMAR, A.M., “Design and processing of near- β Ti–Nb–Ag alloy with low elastic modulus and enhanced corrosion resistance for orpedic implant”, *Journal of Materials Research and Technology*, v. 24, n. 3, pp. 259–273, Jun. 2023. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmrt.2023.03.003>.
- [48] PIMENOV, D.Y., MIA, M., GUPTA, M.K., *et al.*, “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, pp. 719–753, Feb. 2021. doi: <http://doi.org/10.1016/j.jmrt.2021.01.031>.
- [49] COZ, G.L., PELTIER, L., PIQUARD, R., *et al.*, “Machin-ability of TiNb bio-compatible alloys”, *Procedia CIRP ELSEVIER*, v. 110, pp. 59–63, Jul. 2022. doi: <http://doi.org/10.1016/j.procir.2022.06.013>.