

**UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DA REGIÃO DOS VINHEDOS - CARVI
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIAS**

THAÍS ARALDI

**FABRICAÇÃO POR METALURGIA DO PÓ DE BLOCO PROTÉTICO DA LIGA DE
TI-6AL-4V E CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL E MECÂNICA**

**BENTO GONÇALVES
2022**

THAÍS ARALDI

**FABRICAÇÃO POR METALURGIA DO PÓ DE BLOCO PROTÉTICO DA LIGA DE
TI-6AL-4V E CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL E MECÂNICA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao curso de Engenharia
Mecânica da Universidade de Caxias do Sul,
como requisito parcial à obtenção do grau de
Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientadora Profa. Dra. María Cristina Moré
Farias

BENTO GONÇALVES
2022

THAÍS ARALDI

**FABRICAÇÃO POR METALURGIA DO PÓ DE BLOCO PROTÉTICO DA LIGA DE
TI-6AL-4V E CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL E MECÂNICA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao curso de Engenharia
Mecânica da Universidade de Caxias do Sul,
como requisito parcial à obtenção do grau de
Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientadora Profa. Dra. María Cristina Moré
Farias

Aprovado (a) em 14/12/2022

Banca Examinadora

Profa. Dra. María Cristina Moré Farias
Universidade de Caxias do Sul

Prof. Dr. Marcos Alexandre Luciano
Universidade de Caxias do Sul

Prof. Me. Victor Hugo Velazquez Acosta
Universidade de Caxias do Sul

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço aos meus pais por sempre apoiarem minhas escolhas e incentivar nos momentos difíceis.

Ao meu noivo que acompanhou toda esta trajetória, o qual sempre me apoiou e me incentivou em todos os momentos com muito amor e carinho e que sempre acreditou no meu potencial incentivando a realizar meus sonhos.

Aos meus amigos e familiares pela compreensão da minha ausência em alguns momentos importantes e por sempre me incentivarem a alcançar meus objetivos.

A professora Dra. María Cristina Moré Farias por ter proporcionado esta oportunidade de pesquisa, pela sua dedicação e disponibilidade para a orientação deste trabalho.

Ao pesquisador Dr. Michell Felipe Cano Ordoñez pelos ensinamentos, auxílio e prestatividade nas dúvidas ao decorrer desta pesquisa.

Aos professores participantes da banca Dr. Marcos Alexandre Luciano e Me. Victor Hugo Velazquez Acosta por participarem deste momento importante e contribuírem positivamente na busca de melhorias.

Ao Sebrae, CNPq, Fundep, Dgtalls e a Universidade de Caxias do Sul pela disponibilidade dos recursos e profissionais que auxiliaram no desenvolvimento desta pesquisa.

Muito obrigada a todos!

*“Ler fornece conhecimento à mente.
Pensar incorpora o que lemos”.*

John Locke

RESUMO

As próteses dentárias estão cada dia mais presentes no cotidiano. Dentre os componentes protéticos das próteses sobre implantes múltiplas e híbridas existe uma estrutura chamada pilar, que é fabricada em sua grande maioria em liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V), devido a ser um material biocompatível e de boa resistência a corrosão. Atualmente, os pilares são usinados a partir de discos da liga de titânio, porém este processo gera altos custo de fabricação e tem a sua eficiência comprometida. Isso se deve principalmente a que os discos são importados e comercializados em dólar e o grande desperdício da matéria-prima ao produzi-los. Assim, este trabalho teve como principal objetivo fabricar por metalurgia do pó um bloco protético da liga Ti-6Al-4V para avaliar a viabilidade futura de fabricação por M/P. Para a fabricação do bloco protético foi necessário desenvolver e produzir um conjunto matriz-punções, que incluiu a caracterização da matéria-prima, obtenção de curva de compressibilidade, variação dimensional e cálculos dimensionais. A fabricação do bloco protético incluiu a escolha do tamanho de partícula do pó metálico irregular da liga de Ti-6Al-4V, compactação com o conjunto matriz-punções produzido e a sinterização dos compactos verdes. Foi possível produzir amostras do bloco protético com tamanho de partículas inferiores a 75 μm e 90 μm com densidades de, aproximadamente, 85 % da densidade real da liga de Ti-6Al-4V. A caracterização do bloco protético foi realizada com a análise microestrutural, de dureza e resistência à compressão, a partir destas análises notou-se que o tipo de compactação, o tamanho de partícula, a geometria e a espessura das peças têm influência na densidade final dos sinterizados. Este estudo mostra que com a metalurgia do pó é possível produzir sinterizados da liga de titânio Ti-6Al-4V para a indústria protética com propriedades similares a dos discos laminados.

Palavras-chave: Bloco protético. Liga Ti-6Al-4V. Conjunto matriz-punções. Compactação. Sinterização.

ABSTRACT

Dental prostheses are increasingly present in everyday life. Among the prosthetic components of prostheses on multiple and hybrid implants, there is a structure called abutment, which is mostly manufactured in titanium-aluminum-vanadium alloy (Ti-6Al-4V), due to it being a biocompatible material with good resistance against corrosion. Currently, the pillars are machined from titanium alloy disks, but this process generates high manufacturing costs and compromises its efficiency. This is mainly due to the fact that discs are imported and sold in dollars and the great waste of raw material when producing them. Thus, this work had as main objective to manufacture by powder metallurgy a prosthetic block of Ti-6Al-4V alloy to evaluate the future viability of manufacture by M/P. For the manufacturing the prosthetic block, it was necessary to develop and produce a matrix-punch set, which included the characterization of the raw material, obtaining a compressibility curve, dimensional variation and dimensional calculations. The manufacture of the prosthetic block included the choice of the particle size of the irregular metallic powder of the Ti-6Al-4V alloy, compaction with the die-punch set produced and the sintering of the green compacts. It was possible to produce samples of the prosthetic block with particle sizes smaller than 75 μm and 90 μm with densities of approximately 85% of the actual density of the Ti-6Al-4V alloy. The characterization of the prosthetic block was carried out with the microstructural analysis of hardness and resistance to compression, from these analyzes it was noticed that the type of compaction, the particle size, the geometry and the thickness of the pieces have influence in the final density of the sintered. This study shows that with powder metallurgy it is possible to produce sintered titanium Ti-6Al-4V alloy for the prosthetic industry with properties similar to laminated discs.

Keywords: Prosthetic block. Ti-6Al-4V alloy. Die-punch set. Compression. Sintering.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Disco de titânio não usinado (A) e disco de titânio usinado (B)	20
Figura 2 – Suporte para blocos da fresadora odontológica (A), bloco CAD/CAM de zircônia (B) e haste de fixação do bloco (C).....	21
Figura 3 – Estrutura de prótese dentária	23
Figura 4 – Diferentes tipos de pilares protéticos	24
Figura 5 – Etapas do processo de metalurgia do pó	25
Figura 6 – Compactação por pressão constante.....	28
Figura 7 – Processo de prensagem	29
Figura 8 – Ferramenta de compactação para matriz simples	29
Figura 9 – Compactação de ação simples	30
Figura 10 – Compactação de dupla ação.....	30
Figura 11 – Principais geometrias recomendadas: chanfros (a), filetes (b) e arredondamento de arestas (c)	33
Figura 12 – Estágios da Sinterização.....	35
Figura 13 - Análise microestrutural ti-6Al-4V, com ataque químico (A), com ataque químico e identificação das fases alfa e beta (B), sem ataque químico (C)	36
Figura 14 – Ferramenta de compactação em vista explodida (A) e dimensões externas das ferramentas (B).....	38
Figura 15 – Malha de um dente do subconjunto (A) e malha de toda a matriz (B)....	39
Figura 16 – Tensão de tração (A), tensão de compressão (B) e tensão de Von Misses (C)	39
Figura 17 – Método de prensagem por matriz flutuante (A) e método de prensagem por matriz de ação simples (B).....	40
Figura 18 – Fluxograma da metodologia no presente trabalho	41
Figura 19 – Equipamento de densidade batida	43
Figura 20 – Amostras compactadas (A) e prensagem das amostras (B)	46
Figura 21 – Amostras imersas em óleo a 82°C (A) e medição da densidade pelo princípio de Arquimedes (B)	47
Figura 22 – Forno de sinterização Termolab.....	49
Figura 23 – Modelamento do conjunto matriz- punções.....	51
Figura 24 - Dimensões e geometria do bloco protético sinterizado.....	52
Figura 25 – Agitador de peneira granulométrica	53
Figura 26 – Compactação do bloco no conjunto matriz-punções fabricado	54
Figura 27 – Microscópio óptico Scope A.1 (A) e microscópio Micro D1m (B)	56

Figura 28 – Durômetro de bancada Pantec Rockwell E Brinell (A) e penetrador esférico 1/16” (B)	57
Figura 29 – Máquina Emic DL2000 (A), amostras para compressão (B) e ensaio de compressão (C).....	58
Figura 30 – Morfologia do pó irregular da liga Ti-6Al-4V	60
Figura 31 – Histograma de frequência relativa.....	61
Figura 32 – Curva de frequência cumulativa D10 (A), D50 (B) e D90 (C) das partículas da liga de Ti-6Al-4V sem peneiramento	62
Figura 33 – Curva da densidade aparente	63
Figura 34 – Curvas de compressibilidade obtidas por medição por micrômetro e por medição pelo princípio de Archimedes.....	65
Figura 35 – Amostras cilíndricas antes da sinterização (A), amostras cilíndricas após a sinterização (B) e amostras cilíndricas lixadas (C).....	66
Figura 36 – Comparação da densidade final das amostras cilíndricas sinterizadas em diferentes temperaturas e pressões de compactação	67
Figura 37 – Densidade final das amostras cilíndricas amostras cilíndricas em função da variação da granulometria	68
Figura 38 – Curva da variação dimensional das amostras cilíndricas com granulometria inferior a 75 µm e 90 µm	69
Figura 39 – Projeto 2D da matriz (A), punção superior (B), punção inferior (C) e punção extrator (D).	73
Figura 40 – Montagem conjunto matriz-punções (A), vista do interior do conjunto matriz-punção com bloco protético (B) e aplicação de malha (C)	74
Figura 41 – Tensão de Von Misses do conjunto matriz-punções.....	75
Figura 42 – Conjunto matriz-punções fabricados	76
Figura 43 – Bloco compactado a verde (A), bloco sinterizado (B) e bloco lixado para remoção da oxidação (C)	77
Figura 44 – Densidade final média das amostras sinterizadas do bloco protético	78
Figura 45 – Haste para o suporte da fresadora odontológica (A), simulação da fixação do bloco na haste (B)	80
Figura 46 – Blocos protéticos fixos na haste de encaixe da fresadora odontológica	80
Figura 47 – Acoplamento do conjunto bloco protético e haste de encaixe na fresadora odontológica.....	81
Figura 48 – Microestrutura das amostras cilíndricas e blocos protéticos sinterizados	83
Figura 49 – Imagem de microscopia óptica (sem ataque químico) dos poros das amostras cilíndricas e dos blocos protéticos sinterizados	84
Figura 50 – Microestrutura do disco da liga de titânio Ti-6Al-4V fabricado pelo processo de laminação	85

Figura 51 – Dureza Rockwell B (HRB) das amostras cilíndricas sinterizadas e disco laminado da liga de Ti-6Al-4V	86
Figura 52 – Dureza Rockwell B (HRB) das amostras dos blocos protéticos sinterizados e disco laminado da liga de Ti-6Al-4V	86
Figura 53 – Curvas de compressão para a liga de titânio de Ti-6Al-4V	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características discos da liga de titânio (Cupra Ti-5)	20
Tabela 2 – Composição química (%) da liga Ti-6Al-4V pela norma ASTM F136	37
Tabela 3 – Pressão de compactação das amostras.....	45
Tabela 4 - Conjunto de amostras cilíndricas de referência	48
Tabela 5 – Parâmetros de sinterização para liga de titânio de Ti-6Al-4V	49
Tabela 6 - Parâmetro de sinterização dos blocos protéticos	54
Tabela 7 – Composição química (%) por EDS do pó de Ti-6Al-4V	59
Tabela 8 – Densidade real da liga de titânio Ti-6Al-4V	63
Tabela 9 – Resultados necessários para o dimensionamento do conjunto matriz-punções.....	70
Tabela 10 – Resultante das equações do item 2.5.1	70
Tabela 11 – Variação dimensional média das amostras do bloco protético	79
Tabela 12 – Resultados do ensaio de compressão.....	88

LISTA DE ABREVIATURAS

mm	milímetros
m ³	centímetros cúbicos
ml	mililitro
h	hora
s	segundos
g/cm ³	gramas por centímetro cúbico
g	gramas
M/P	metalurgia do pó
°C	graus Celsius
MPa	mega Pascal
t	toneladas
%	percentual
°C/min	graus Celsius por minuto
mm/min	milímetro por minuto
kN	kilo Newton
HRB	dureza Rockwell B
Ti- α	titânio na fase alfa
Ti- β	titânio na fase beta
α	alfa
β	beta
Fr	Frequência relativa

LISTA DE SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
UCS	Universidade de Caxias do Sul
ABIBO	Associação Brasileira da Indústria de Dispositivos Médicos
SEBRAE	Serviço Brasileiro de Apoio às Micro e Pequenas Empresas
CAD	Projeto Assistido por Computador
CAM	Manufatura Assistida por Computador
FUNDEB	Fundo de Manutenção e Desenvolvimento de Educação Básica e de Valorização dos Profissionais da Educação
ASTM	Associação Brasileira de Normas Técnicas
FEM	Método de Elemento Finito
M/P	Metalurgia do pó
MEV	Microestrutura eletrônica de varredura
EDS	Espectroscopia de raios x por dispersão de energia
CPFT	Porcentagem acumulada de partículas menores
LCMIC	Laboratório Central de Microscopia Professor Israel Baumvol
LPOL	Laboratório de Polímeros
DTP	Distribuição de tamanho de partícula
LMCER	Laboratório de Materiais Cerâmicos
LMCER II	Laboratório de Materiais Cerâmicos II
LAMEC	Laboratório de Ensaios Mecânicos

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	JUSTIFICATIVA.....	19
1.2	OBJETIVO GERAL.....	21
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
2	REFERENCIAL TEÓRICO.....	23
2.1	PILAR PARA PRÓTESE SOBRE IMPLANTE	23
2.2	METALURGIA DO PÓ.....	24
2.2.1	Características dos pós metálicos.....	26
2.2.2	Mistura.....	27
2.2.3	Lubrificantes	27
2.2.4	Compactação	28
2.3	FERRAMENTAL.....	30
2.3.1	Cálculos para dimensionamento do ferramental.....	31
2.3.2	Cuidados de projeto	32
2.3.3	Material para ferramental	33
2.4	SINTERIZAÇÃO	34
2.5	LIGAS DE TITÂNIO	35
2.6	TRABALHOS RELACIONADOS AO ESTUDO	37
3	METODOLOGIA	41
3.1	SELEÇÃO DO PÓ METÁLICO.....	42
3.2	CARCTERIZAÇÃO DO PÓ METÁLICO	42
3.2.1	Caracterização química, morfológica e granulométrica	42
3.2.2	Densidade aparente por densidade batida.....	43
3.2.3	Densidade real das partículas	44
3.3	CURVA DE COMPRESSIBILIDADE DO PÓ.....	44
3.4	CONFECÇÃO DE AMOSTRAS CILÍNDICAS DE REFERÊNCIA.....	47
3.4.1	Peneiramento	47
3.4.2	Compactação do pó	48
3.4.3	Sinterização das amostras	49
3.4.4	Variação dimensional das amostras cilíndricas de referência	50
3.5	DIMENSIONAMENTO, PROJETO, SIMULAÇÃO E MANUFATURA DA MATRIZ E PUNÇÕES PARA A FABRICAÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO	50
3.6	PRODUÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO	51

3.6.1	Dimensões do bloco protético (peça final)	52
3.6.2	Seleção da granulometria para a produção do bloco protético	52
3.6.3	Compactação e sinterização do bloco protético	53
3.7	ANÁLISE MICROESTRUTURAL.....	55
3.8	ENSAIO DE DUREZA	56
3.9	ENSAIO DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO	57
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
4.1	CARACTERIZAÇÃO DOS PÓS METÁLICOS.....	59
4.1.1	Características do pó metálico da liga de titânio de Ti-6Al-4V	59
4.1.2	Densidade aparente	62
4.1.3	Densidade real pelo ensaio de picnometria	63
4.2	CURVA DE COMPRESSIBILIDADE DO COMPACTO VERDE	64
4.3	DENSIDADE FINAL DAS AMOSTRAS CILÍNDRICAS DE REFÊNCIA.....	65
4.4	VARIAÇÃO DIMENSIONAL DAS AMOSTRAS CILÍNDRICAS DE REFERÊNCIA	68
4.5	DIMENSIONAMENTO, PROJETO, SIMULAÇÃO E FABRICAÇÃO DA MATRIZ E PUNÇÕES PARA CONFECÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO.....	70
4.5.1	Dimensionamento do ferramental	70
4.5.2	Projeto 2D do conjunto matriz-punções para o bloco protético	71
4.5.3	Análise por elementos finitos das tensões no conjunto matriz-punções para bloco protético	74
4.6	PRODUÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO	76
4.6.1	Densidade final e variação dimensional do bloco protético	77
4.6.2	Fixação do bloco protético na haste de encaixe da fresadora odontológica	80
4.7	CARACTERIZAÇÃO DAS AMOSTRAS CILÍNDRICAS E BLOCO PROTÉTICO SINTERIZADOS	81
4.7.1	Análise microestrutural das amostras cilíndricas e bloco protético	81
4.7.2	Análise de dureza das amostras cilíndricas e blocos protéticos	85
4.7.3	Resistência à compressão das amostras cilíndricas	87
5	CONCLUSÕES	90
6	SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS	92
	REFERÊNCIAS	93

APÊNDICES.....99

1 INTRODUÇÃO

As próteses dentárias conhecidas como Protocolo de Bränemark tiveram sua consolidação na década de 80. Esta reabilitação consiste na instalação de no mínimo 4 a 6 implantes osseointegrados na parte anterior da mandíbula, os quais suportam uma prótese total em cerâmica (porcelana) ou em acrílico, esta última sustentada por uma barra metálica, chamada barra para protocolo acrílico, barra protocolo ou barra protética (FREITAS *et al.*, 2009).

A avaliação de Azevedo *et al.* (2017) de vários estudos sobre a saúde bucal indicou que cerca de 70 % da população idosa brasileira tem necessidade de implantes dentários (termo usado popularmente ao se referir a próteses dentárias). De acordo com esses estudos, as perdas dentárias prejudicam a mastigação, a digestão, e ainda contribuem com o aparecimento de distúrbios psicológicos, entre outros problemas de saúde. Desses estudos, destacou-se também que a utilização dos implantes dentários é de extrema importância para a qualidade de vida das pessoas que apresentam perda total ou parcial dos dentes.

A utilização do titânio e suas ligas é de grande interesse para a odontologia. Em comparação com o aço inoxidável austenítico 316L, a liga de titânio (Ti), alumínio (Al) e vanádio(V), Ti-6Al-4V, amplamente utilizada, apresentam menor densidade, boa resposta biológica, menor módulo de Young e maior limite de escoamento. Como o aço inoxidável, o titânio tem uma boa resistência à corrosão, devido a sua capacidade de formar uma camada de óxido muito estável e fina (na ordem de 10^{-9} m) e de se repassivar rapidamente (em 10^{-9} s). Esse diferencial na formação da camada de óxido explica a resistência à corrosão e a biocompatibilidade do titânio¹ (SAKAGUCHI; POWERS, 2012, p. 253).

Strub *et al.* (2006) relatam que apesar do processo de usinagem via projeto e manufatura assistidos por computador (CAD-CAM, do inglês *computer-aided desing and computer-aided manufacturing*) estar estabelecido na indústria odontológica, o grande desperdício de matéria-prima é o principal inconveniente desse processo de fabricação. Isso tem motivado o desenvolvimento de novas tecnologias alternativas,

¹ O termo titânio é frequentemente usado para se referir ao titânio puro e suas ligas.

como as chamadas tecnologias de manufatura aditiva (SILVA *et al.*, 2017; STRUB; REKOW; WITKOWSKI, 2006).

Para Espinoza, Milke e Mallqui (2005) tanto o processamento quanto a produção dos implantes, das barras protocolos em titânio e componentes protéticos possuem altos custos de fabricação. Isso se deve a três fatores principais, a saber: os discos laminados a quente são importados, na usinagem há um grande desperdício da matéria-prima e as brocas tem curta vida útil decorrente de problemas de usinabilidade da liga de titânio. Contudo, uma alternativa de redução de custos é produzir peças por metalurgia do pó (também chamada de sinterização), seja pela via convencional ou pela técnica de moldagem por injeção.

O processo de metalurgia do pó (M/P) tem tido sucesso na fabricação de componentes de próteses dentárias, das ligas de titânio, visto que possibilita a obtenção de porosidades específicas, que auxiliam no crescimento de novos tecidos ósseos e no transporte de fluídos corporais, o que proporciona melhora na osseointegração (WEN *et al.*, 2002).

Com a finalidade de avaliar a viabilidade do uso da matéria-prima sinterizada no lugar da laminada a quente no processo de fabricação de componentes protéticos de titânio, este trabalho se concentra no projeto mecânico e uso da metalurgia do pó para a produção de uma peça pré-fabricada na forma de bloco destinada à fabricação de um componente protético em liga de titânio, alumínio e vanádio.

Este trabalho está vinculado ao projeto intitulado Semimanufaturado de Titânio para Barras Protéticas, coordenado pela orientadora Profa. Dra. Maria Cristina Moré Farias, o qual recebeu o apoio financeiro o SEBRAE, CNPq e Fundep, no âmbito do Edital Nacional de Chamada Pública CATALISA ICT Planos de Inovação. O projeto compreende etapas de estudo das características físico-químicas e morfológicas dos pós e misturas de pós, assim como dos parâmetros de sinterização mais apropriados para obtenção dos semiprodutos. Essas atividades deram subsídios para o desenvolvimento deste trabalho de conclusão de curso, que se concentra principalmente na etapa de compactação, que inclui a fabricação da ferramenta e sua execução.

As principais etapas em que se subdivide este trabalho são: o projeto e a manufatura do conjunto matriz-punções para a compactação do pó da liga Ti-6Al-4V, a compactação e a sinterização da peça pré-fabricada (bloco protético).

A seguir, apresentam-se a justificativa, o objetivo geral e os objetivos específicos deste trabalho.

1.1 JUSTIFICATIVA

Segundo a Associação Brasileira da Indústria de Dispositivos Médicos (ABIMO), a utilização de implantes dentários teve aumento significativo nas últimas décadas, com 1 milhão de implantes anuais, aproximadamente, o que explica por que é uma prática comum no Brasil.

A pesquisa etnográfica realizada no âmbito do projeto Catalisa ICT apontou que, atualmente, os protéticos enfrentam dificuldades na produção de componentes protéticos, entre elas, o alto custo dos discos semimanufaturados em titânio, que hoje são fabricados a partir do processo de laminação a quente. Essa matéria-prima é importada e comercializada em dólar. Atualmente, o processo de usinagem consegue aproveitar apenas 60 % dos discos, aproximadamente, o que corresponde a uns 40 % de matéria-prima desperdiçada. Além disso, devido aos discos serem de titânio laminado, as ferramentas de usinagem sofrem rápido desgaste, ocasionando a quebra por consequência da abrasividade. Por esses motivos, as próteses e os componentes protéticos possuem elevado valor comercial, o que dificulta e limita a aquisição para o consumidor final.

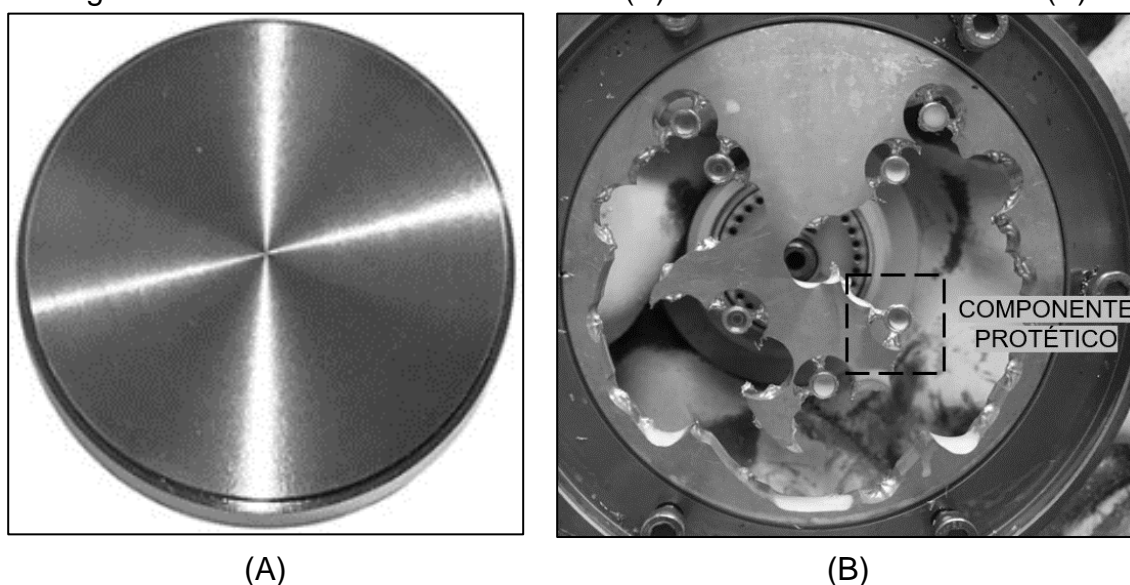
Atualmente os componentes protéticos (pilares e barras protocolo) para os implantes dentários são produzidos a partir da usinagem de discos em titânio em fresadora odontológica pelos protéticos. São discos de titânio com diâmetros entre 95 mm a 98 mm de 12 mm a 24 mm de altura. Comercialmente são chamados de discos para CAD/CAM. De acordo com a fabricante de discos Whitepeaks Dental (2019), os discos de liga de titânio de grau 5 tem composição e propriedades mecânicas conforme mostrado na Tabela 1. Os discos de titânio são acoplados em um suporte da fresadora odontológica, os quais tem geometria similares aos discos. Veja na Figura 1, um disco de titânio não usinado e um que passou pelo processo de usinagem.

Tabela 1 - Características discos da liga de titânio (Cupra Ti-5)

Composição Química		
Titânio	Alumínio	Vanádio
> 90 %	5,5 – 6,50 %	3,5 – 4,5 %
Propriedades Mecânicas		
Densidade	Limite de escoamento	Resistência à tração
4,43 g/cm ³	min. 780 MPa	min. 860 MPa

Fonte: O Autor (2022).

Figura 1 – Disco de titânio não usinado (A) e disco de titânio usinado (B)

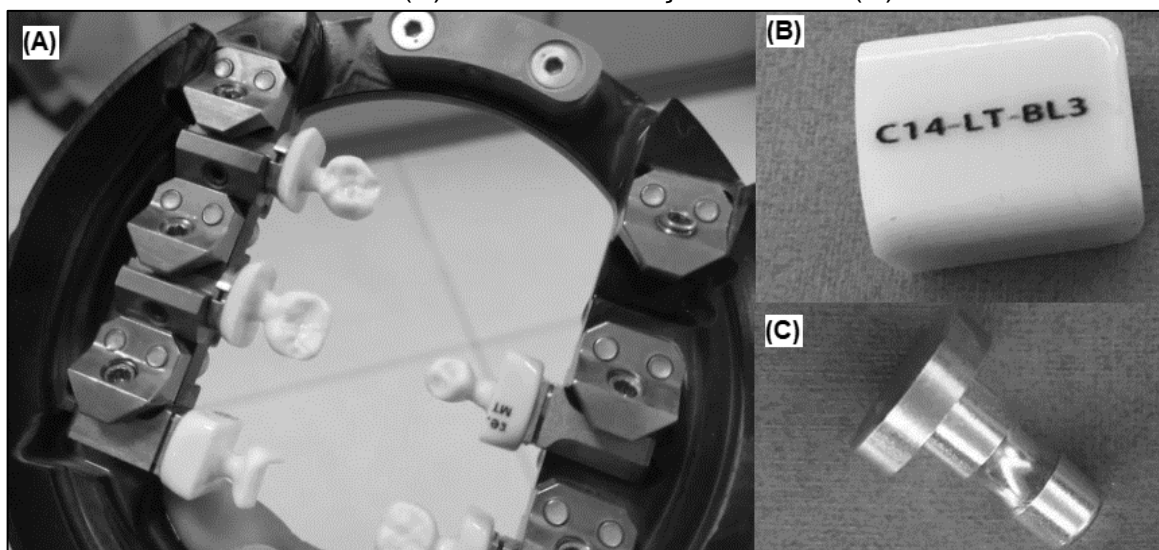


Fonte: Realum (2022).

Fonte: O Autor (2022) com permissão da Dgtalls Laboratório Digital.

Além disso, semiacabados na forma de blocos cerâmicos também estão disponíveis no mercado e são utilizados para a confecção por fresagem de coroas e facetas. Esses blocos são comercializados com o nome de blocos CAD/CAM ou blocos para fresagem CAD/CAM. Outro suporte utilizado na fresadora odontológica é para fixação dos blocos CAD/CAM, mostrados na Figura 2.

Figura 2 – Suporte para blocos da fresadora odontológica (A), bloco CAD/CAM de zircônia (B) e haste de fixação do bloco (C)



Fonte: O Autor (2022) com permissão da Dgtalls – Laboratório Digital.

Tendo em vista as adversidades apresentadas, a metalurgia do pó pode ser uma possível solução quando se levam em consideração as suas principais vantagens, como o ótimo aproveitamento de matéria-prima, versatilidade das geometrias nas peças fabricadas, o uso de uma vasta gama de combinações de elementos químicos e o controle da porosidade e propriedades mecânicas de acordo com a aplicação.

1.2 OBJETIVO GERAL

O presente trabalho tem como objetivo geral fabricar por metalurgia do pó um bloco destinado à fabricação de um componente protético em uma liga de titânio (Ti-6Al-4V).

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Destacam-se os seguintes objetivos específicos para alcançar o objetivo geral:

- a) projetar a matriz e punções para a compactação do pó de Ti-6Al-4V, que permitam a obtenção de um corpo compacto verde no formato do bloco protético;

- b) utilizar o material mais indicado pela literatura para a construção da matriz e punções de compactação do bloco protético, com base em simulações numéricas e faixa de pressão de compactação do pó de Ti6Al4V;
- c) determinar a pressão de compactação por meio da curva de compressibilidade do pó da liga Ti-6Al-4V que permita a obtenção da máxima densidade à verde;
- d) compactar e sinterizar o bloco protético de Ti-6Al-4V com a máxima densidade à verde e em condições de sinterização que permitam a máxima densidade do corpo consolidado;
- e) analisar a influência do tamanho de partícula, pressão de compactação e parâmetros de sinterização na densidade e propriedades mecânicas do produto final;

2 REFERENCIAL TEÓRICO

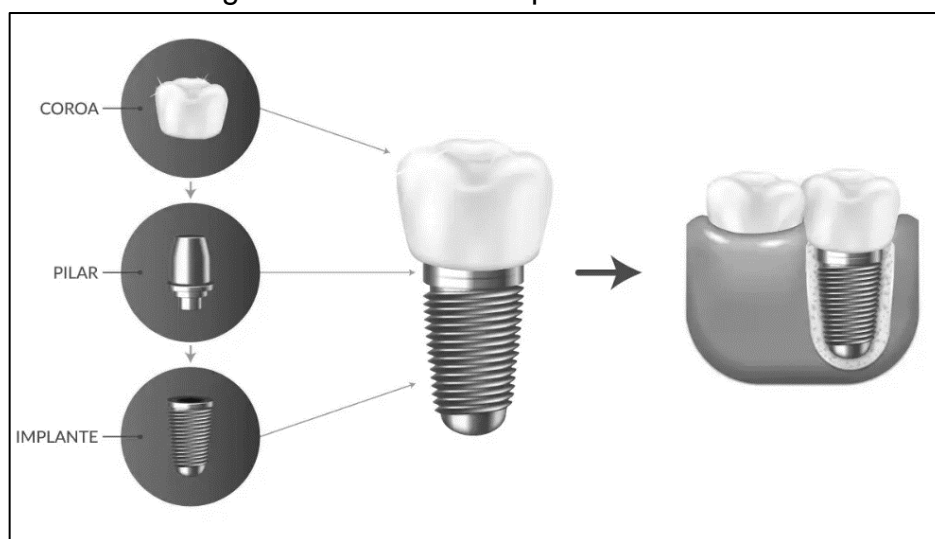
Neste capítulo, serão apresentados fundamentos teóricos relacionados aos componentes protéticos e a metalurgia do pó, em que se abordam os assuntos necessários para o entendimento deste trabalho. Inicia-se com a apresentação do componente protético (pilar), na sequência os conceitos gerais da M/P, seguido pelas etapas do processo, como a característica dos pós metálicos, a mistura, a compactação e a sinterização, e ao final são apresentados alguns trabalhos relacionados a este estudo.

2.1 PILAR PARA PRÓTESE SOBRE IMPLANTE

Para a reabilitação bucal com implantes dentários, é necessária a utilização de componentes protéticos. O componente principal e chave para a manufatura da prótese dentária é o pilar protético, devido a exercer a função de correção da angulação da prótese (TRIBST *et al.*, 2021).

Os pilares são responsáveis por unir o implante ósseo-integrado à prótese dentária, como mostrado na Figura 3. Por ser responsável pela correção da angulação no alinhamento da prótese e pela dessemelhança das mandíbulas, pode ser feito de acordo com a necessidade de cada paciente. (CARDOSO, 2012).

Figura 3 – Estrutura de prótese dentária



Fonte: Odonto Company (2022).

O pilar protético pode ser confeccionado em titânio ou cerâmica com possibilidade de várias inclinações, altura, largura, terminação marginal e de forma transversal. A produção deste componente é realizada por equipamentos que utilizam o sistema de usinagem CAD-CAM (CARDOSO, 2012).

Os materiais mais utilizados na fabricação dos pilares protéticos são: titânio, aço inoxidável de grau cirúrgico, ouro fundido e zircônia. Dentre esses materiais, o titânio se destaca, pois, oferece características únicas como alta resistência a corrosão, leveza, biocompatibilidade e boa durabilidade. Os pilares protéticos são fabricados de titânio puro ou ligas. A liga Ti-6Al-4V denominada de titânio grau 5, é significativamente mais resistente que o titânio puro, oferecendo melhor resistência a tração e a fratura (SHAFIE H. R., 2014). Veja na Figura 4 alguns modelos de pilares protéticos.

Figura 4 – Diferentes tipos de pilares protéticos



Fonte: Adaptado de P-I Brånemark (2022)

2.2 METALURGIA DO PÓ

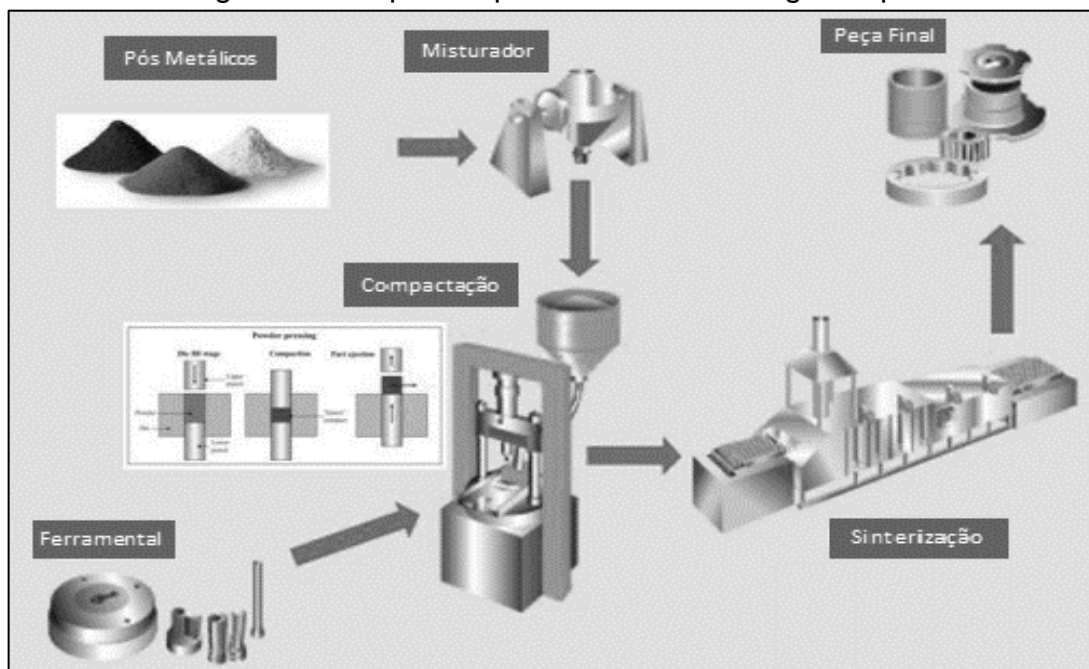
Para Chiaverini (1992), a Metalurgia do Pó (M/P) distingue-se dos processos metalúrgicos convencionais devido a ser um processo de fabricação que se caracteriza por utilizar pós como matéria-prima, por haver ausência da fase totalmente

líquida no processo de fabricação, ter uma produção em larga escala e peças com tolerância estreitas e formas definitivas.

A economia de material é uma das principais prioridades nesse processo, que busca sempre perdas mínimas de matéria-prima. A M/P tem como principais vantagens: o controle da composição química, redução ou eliminação do processo de usinagem, bom acabamento superficial, entre outras (MORO; AURAS, 2007).

As etapas desse processo consistem na mistura dos pós ao ligante ou lubrificante, na compactação, em que ocorre a prensagem da mistura dos pós para a formação das peças com formas e dimensões definidas e na sinterização, em que a peça compactada (compacto verde) é consolidada a altas temperaturas, conforme mostrado na Figura 5, (KIMINAMI; CASTRO; OLIVEIRA, 2018; TRIPATHY; SARANGI; CAUBEY, 2018).

Figura 5 – Etapas do processo de metalurgia do pó



Fonte: Adaptado de Tripathy; Sarangi e Caubey (2018).

2.2.1 Características dos pós metálicos

A forma, o tamanho e a distribuição das partículas são características importantes dos pós metálicos para o projeto de peças sinterizadas, sendo necessário realizar a caracterização dos pós metálicos (MORAES G. A., 2022).

A morfologia das partículas, quanto mais afastada do formato esférico, menor será a densidade de empacotamento, devido à fricção interparticular entre o contato das áreas superficiais irregulares (BRAGA; FERREIRA; CAIRO, 2007). As partículas com formatos irregulares não fluem ou se aglomeram facilmente, em razão do formato e aspereza superficial. Devido à dificuldade de escoamento das partículas irregulares, a densidade de empacotamento diminui em relação aos pós esféricos. Contudo, essas características são essenciais para o modelamento do pó (ANGELO; SUBRAMANIAN, 2008; OLIVEIRA *et al.*, 2000).

O tamanho da partícula refere-se as dimensões individuais dos pós metálicos. Existem vários métodos para obter os dados do tamanho das partículas, o método mais comum é o peneiramento do pó em telas de diferentes tamanhos de malhas, este procedimento de separação dos pós por tamanho é denominado classificação. O processo de classificação consiste em colocar uma quantidade determinada de pó em uma tela de certa contagem de malha (peneira) e aplicar vibração. Dessa forma as partículas suficientemente pequenas passam pela abertura (GROOVER, 2010).

A distribuição granulométrica do pó afeta a densidade de empacotamento. As partículas com morfologias mais próximas do formato esférico tendem a ter maior densidade de empacotamento e para ter densidade máxima é necessário utilizar partículas densas e com menor porosidade (OLIVEIRA *et al.*, 2000). Com a análise da distribuição das partículas pode-se compreender o arranjo das partículas em diferentes condições, partículas com faces planas tendem a apresentar contato mais uniforme e maior compactação, contudo, esse não é o caso dos pós metálicos. O grau de contatos imperfeitos das superfícies das partículas, apresenta como resultado porosidade na massa e maior volume relativo do compacto (MORAES G. A., 2022).

2.2.2 Mistura

A operação de mistura consiste na junção dos componentes que irão compor o material sinterizado, que são os pós metálicos, os elementos de liga e os lubrificantes. As características importantes da mistura são: homogeneidade, escoamento, compressibilidade, densidade aparente e composição química (ORLANDIN; CARVALHO; PEGORER, 2009).

Os pós utilizados são definidos como materiais de engenharia devido a serem fabricados com especificações precisas. Podem ser puros, mistos ou pré-ligados e a sua escolha é influenciada pelo tipo de produto e o processo de fabricação. Os elementos importantes que caracterizam as partículas de pós incluem a composição química, forma, tamanho, microestrutura e área de superfície específica (ANGELO; SUBRAMANIAN, 2008).

2.2.3 Lubrificantes

De acordo com Chiaverini (1992), os lubrificantes tem como finalidade reduzir o atrito entre o compacto e as paredes da matriz de compactação. A escolha do lubrificante leva em consideração a habilidade de aderir as superfícies metálicas, e a quantidade utilizada depende da composição do pó metálico, tipo e material do ferramental, densidade compactada e complexidade da peça.

Para Kiminami, Castro e Oliveira (2018), na etapa da mistura são adicionados aditivos para resultar em uma carga homogênea. Além dos lubrificantes adicionados em pequenas quantidades para reduzir o atrito entre as partículas e a parede da matriz, outros aditivos geralmente utilizados são os ligantes para alcançar resistência a verde e os defloculantes para inibir a aglomeração dos pós e manter um bom escoamento das partículas durante a compactação.

Na pesquisa de Casagrande (2011), foi utilizado o lubrificante estearato de zinco com 1,0 % sobre o peso em pó metálico para a compactação da mistura do pó de titânio e nióbio na composição Ti-30Nb, Ti-35Nb e Ti-40Nb.

Segundo Savi (2011) a utilização do lubrificante estearato de zinco facilita a ejeção do compacto verde devido à redução de atrito entre as partículas do pó

metálico e as paredes do conjunto matriz-punções e auxilia também nas propriedades do empacotamento e manuseio do compacto verde.

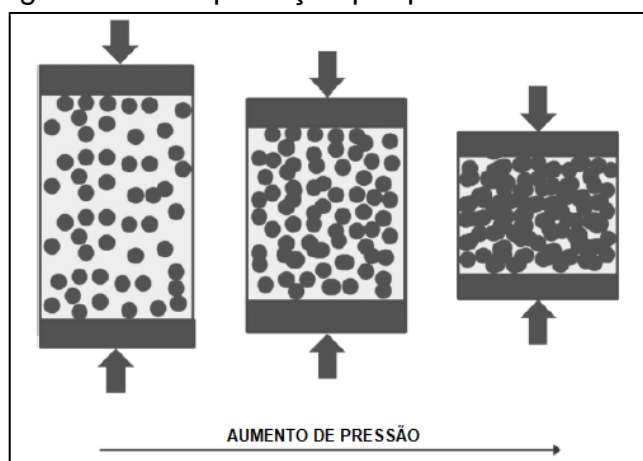
2.2.4 Compactação

O processo de compactação é uma das etapas mais importantes e deve seguir alguns objetivos, como, consolidar o pó na forma predeterminada, estabelecer as dimensões finais considerando a etapa de sinterização e controlar a porosidade e a resistência mecânica adequada para manuseio do compacto (AZEVEDO, 2018).

O método utilizado para dar forma à massa de pó é decisivo para a competitividade do processo fabril. Na etapa de compactação é necessário que o pó desenvolva força verde sob tensões compressivas, para que a peça não necessite de suporte externo no manuseio (BEISS *et al.* 2003).

No processo de compactação por pressão constante, como mostrado na Figura 6, ocorre deformação plástica, arranjo das partículas, preenchimento das cavidades, nivelamento da superfície e reforço das partículas (SKOTNICOVÁ; KURSA; SZURMAN, 2014).

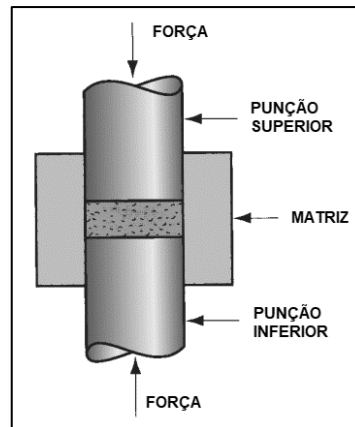
Figura 6 – Compactação por pressão constante



Fonte: Adaptação de Skotnicová; Kursá e Szurman (2014).

O método mais convencional para a compactação dos pós metálicos é o de prensagem, em que se utiliza uma matriz, punções e prensa de compactação. Na Figura 7, mostra-se que altas pressões são aplicadas pela prensa, nos punções que se posicionam em sentidos opostos dentro da matriz (GROOVER, 2010).

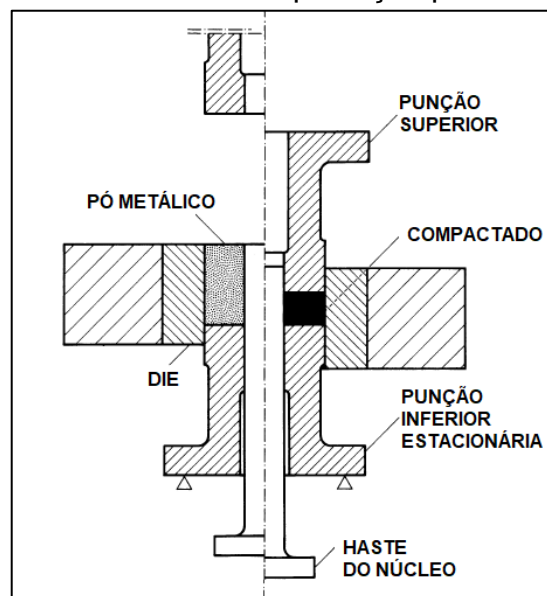
Figura 7 – Processo de prensagem



Fonte: Adaptação de Groover (2010).

O processo de prensagem mais utilizado é a compactação uniaxial, mostrado na Figura 8, em que o punção inferior é fixado à estrutura da prensa e forma o nível de referência da ferramenta. A cavidade preenchida com o pó metálico é formada pelo conjunto do punção inferior, haste do núcleo e a matriz. O ciclo de prensagem consiste das etapas de enchimento, compactação, ejeção e extração do compacto verde (BEISS *et al.*, 2003).

Figura 8 – Ferramenta de compactação para matriz simples

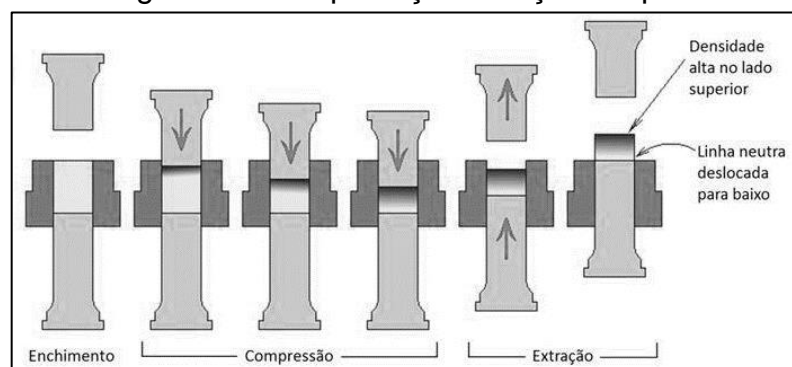


Fonte: Adaptado de Beiss *et al.* (2003).

A compactação de ação simples é geralmente utilizada em peças de pouca espessura com proporções de uma moeda ou arruela. Isso se deve ao efeito do

deslocamento da linha neutra que gera variação da densidade ao longo da peça, conforme a Figura 9, (IERVOLINO; BULLA, 2009).

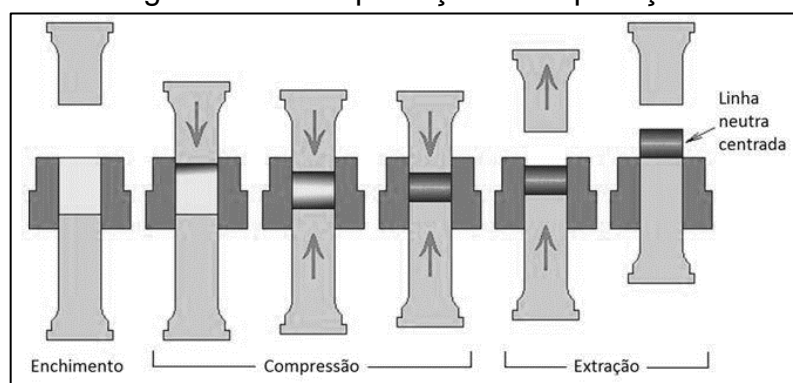
Figura 9 – Compactação de ação simples



Fonte: Iervolino e Bulla (2009).

Na compactação de dupla ação, como mostrado na Figura 10, ambos os punções exercem o movimento de compressão. Dessa forma, o efeito obtido é a centralização da linha neutra da peça (IERVOLINO; BULLA, 2009).

Figura 10 – Compactação de dupla ação



Fonte: Iervolino e Bulla (2009).

2.3 FERRAMENTAL

Iervolino e Bulla (2009) comentam que os principais componentes do ferramental de metalurgia do pó são: punção superior, matriz e punção inferior. Em seguida são apresentados os conceitos básicos para dimensionamento dos componentes de um ferramental de M/P.

2.3.1 Cálculos para dimensionamento do ferramental

De acordo Iervolino e Bulla (2009), para iniciar o cálculo do ferramental são necessárias algumas informações, como: densidade aparente do pó metálico, densidade e dimensões da peça final, quantidade de lubrificante, variação dimensional da mistura e a curva de compressibilidade do pó. Com estes dados é possível calcular o peso da peça acabada, peso da peça verde, dimensão do ferramental, altura de enchimento de pó e força de compactação.

Para o autor, o peso da peça acabada (P_a) é dado em gramas e é calculado pelo produto do volume da peça (V_p) em cm^3 pela densidade da peça (D_p) em g/cm^3 , como mostrado na Equação (1).

$$P_a = V_p \cdot D_p \quad (1)$$

O autor menciona que o peso da peça verde (P_v) se dá em gramas, calculado pelo produto do peso da peça acabada em gramas pelo percentual em peso de lubrificante (P_l), como mostrado na Equação (2).

$$P_v = P_a \cdot (1 + P_l) \quad (2)$$

Segundo o autor, para determinar o percentual da variação dimensional ($V_{dim.}$) devem ser realizados ensaios de compactação em corpos de prova utilizando ferramentas com dimensões conhecidas e, na sequência, sinterizá-los. Seguindo da sinterização, é possível calcular a variação dimensional por meio da razão da dimensão da peça sinterizada ($D_{sint.}$) pela dimensão da matriz (D_m), como mostrado na Equação (3). Para determinar as dimensões da matriz, utiliza-se o dimensional da peça final (D_{pf}) e a variação dimensional ($V_{dim.}$), conforme mostra Equação (4).

$$V_{dim.} = \left(\frac{D_{sint.}}{D_m} - 1 \right) * 100 \quad (3)$$

$$D_{matriz} = \frac{D_{pf}}{\left(1 + \frac{V_{dim.}}{100} \right)} \quad (4)$$

A altura do enchimento será determinada pelo volume de pó necessário para o compactado. Pelo método prático, utilizam-se as Equações (5) e (6). O grau de enchimento (G_e) é a razão da densidade da peça (D_p) pela densidade do pó ($D_{pó}$). A altura do enchimento (H_e) é dada pelo produto da altura da peça (H_p) pelo grau de enchimento.

$$G_e = \frac{D_p}{D_{pó}} \quad (5)$$

$$H_e = H_p \cdot G_e \quad (6)$$

A força de compactação (F_c) mostrada na Equação (7) é determinada pela área da peça a ser compactada (A_p) multiplicada pela curva de compressibilidade (C_c), (pressão *versus* densidade) do pó metálico (IERVOLINO; BULLA, 2009).

$$F_c = A_p \cdot C_c \quad (7)$$

2.3.2 Cuidados de projeto

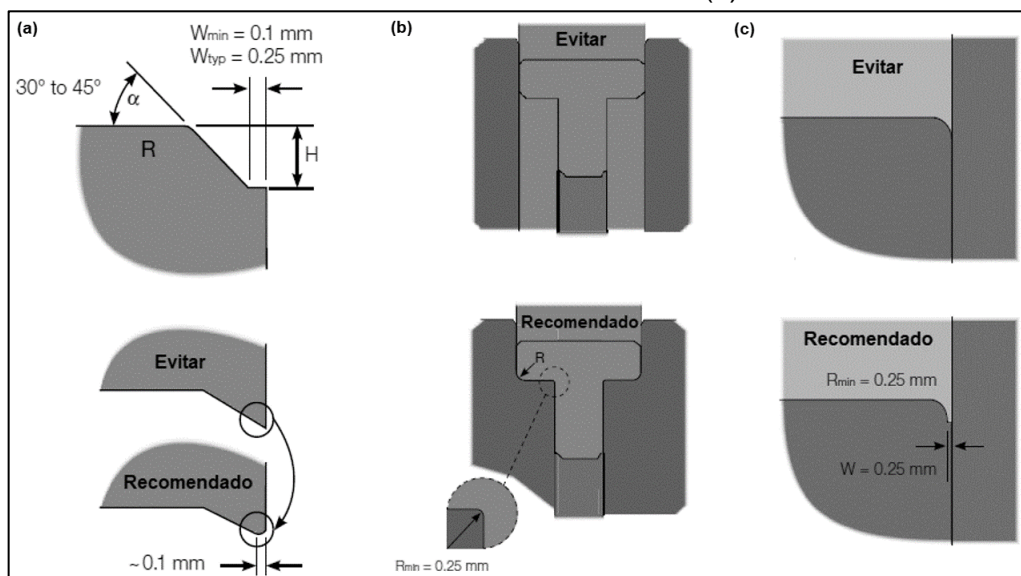
Ao projetar ferramentais de prensagem são necessários alguns cuidados para que se tenha sucesso na ejeção da peça, vida útil longa do ferramental e compacto final adequado para o processo de sinterização (SKOTNICOVÁ; KURSA; SZURMAN, 2014).

Höganäs (2015) sugere exemplos para evitar ferramentais de compactação com formas impossíveis, complexas e caras. As principais características geométricas que devem se atentar são: (a) os chanfros, (b) filetes e (c) arredondamento de arestas, conforme ilustrado na Figura 11. No caso dos chanfros, é recomendado evitar ângulos maiores de 45° em relação à horizontal, devido à força necessária para comprimir o pó. Deve-se sempre evitar cantos vivos, para os quais são sugeridos raios mínimos de 0,2 a 0,3 mm. Nos filetes é indicada a adição de raios para evitar trincas durante a ejeção da peça. Se for necessário um arredondamento nas arestas, é recomendado que se utilize raio e mais uma zona plana, o que evita trincamento da ferramenta.

A empresa comenta que é possível fazer ferramentais com aristas e cantos vivos, porém ressalta que dessa forma a peça será mais suscetível a rachaduras

produzidas pela ejeção. Por tanto, é indicado trabalhar com cantos arredondados que permitem enchimento uniforme e estende a vida útil da ferramenta.

Figura 11 – Principais geometrias recomendadas: chanfros (a), filetes (b) e arredondamento de arestas (c)



Fonte: Adaptada de Höganäs (2015).

2.3.3 Material para ferramental

O material a ser utilizado nas ferramentas de compactação deve sofrer pouca deformação plástica, apresentar alta tenacidade e ter elevada resistência ao desgaste (IERVOLINO; BULLA, 2009).

Geralmente, como material para a fabricação das ferramentas de compactação (matriz e punções) em baixo volume de produção utiliza-se um aço da categoria de aços para ferramentas e matrizes, especificamente, da subcategoria de aços-ferramenta para trabalho a frio. Quando há um alto volume de produção o recomendado são carbonetos cimentados (SKOTNICOVÁ; KURSA; SZURMAN, 2014).

O aço-ferramenta AISI D6 para trabalho à frio é um material amplamente utilizado nas indústrias para a fabricação de matrizes e moldes, devido à alta resistência à compressão, dureza superficial e resistência ao desgaste. Sua composição química, aproximadamente, é composta de 2 % de Carbono, 11,7 % de

Cromo, 0,4 % de Manganês, 0,7 % de Tungstênio, 0,3 de Silício e 84,7 % de Ferro. O tratamento térmico para este aço deve ocorrer antes da usinagem, sendo temperado a 900 °C e revenido a 420 °C para atingir dureza média de 65 HRC (DAS *et al.*, 2022).

2.4 SINTERIZAÇÃO

A sinterização é definida como o processo pelo qual agregados de compactos transformam-se em corpos sólidos pelo transporte atômico difusional a temperaturas abaixo do ponto de fusão do constituinte principal. A manifestação microscópica da sinterização de um compacto se caracteriza pela densificação relacionada ao comprimento, volume, diminuição de porosidade ou com aumento da densidade (SALAK; SELECKÁ; DANNINGER, 2005; UPADHYAYA, 2002).

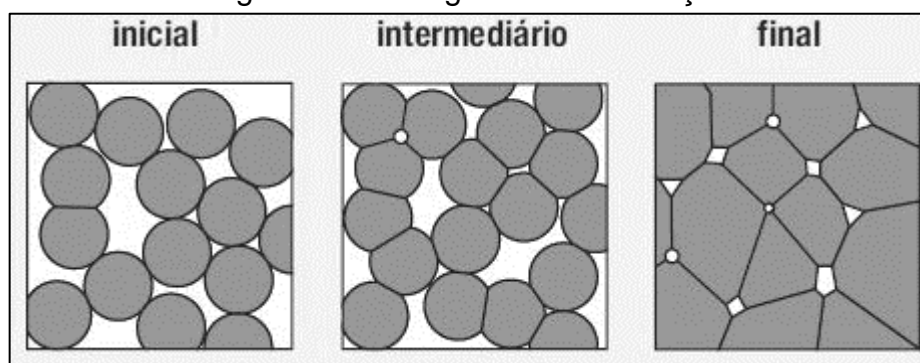
O processo de sinterização tem efeito sobre as propriedades mecânicas do produto final, como resistência mecânica, porosidade, densidade e tamanho do grão. Essas propriedades tem interferência por diversas variáveis, no entanto, o tempo e a temperatura de sinterização são os parâmetros que mais influenciam no produto final sinterizado. A temperatura e o tempo estão associados ao grau de ligação das partículas, com pequenos aumentos da temperatura de sinterização o grau de ligação de partículas aumenta consideravelmente, e quanto mais longo o tempo de sinterização, maior é o grau de ligação pois maior será a quantidade de material difundido (LOBERTO; GENOVA; SILVA, 2009).

O tamanho das partículas e a porosidade influenciam na difusão no processo de sinterização dos compactos verdes. O tamanho de partícula influencia na quantidade de transporte de material, quanto menor o tamanho da partícula, maior é a área superficial, tendo maior área de contato entre as partículas com a diminuição da distância de difusão. A porosidade tem influência na taxa de difusão, quanto menor a quantidade de poros, maior será o grau de ligação, devido ao maior contato físico entre as partículas e maior área para a difusão (LOBERTO; GENOVA; SILVA, 2009).

A sinterização é composta de três estágios (Figura 12). No estágio inicial, as ligações se desenvolvem pela difusão atômica entre os grãos, não ocorrendo variação dimensional. No estágio intermediário, ocorre a elevação de temperatura, aumento das ligações superficiais, fechamento dos poros intercomunicantes, arredondamento dos poros, deformações de contração ou expansão, diminuição das dimensões e

aumento as propriedades mecânicas. No último estágio, ocorre coalescimento e crescimento dos poros, o que contribui para a eliminação da energia livre do sistema (LOBERTO; GENOVA; SILVA, 2009).

Figura 12 – Estágios da Sinterização



Fonte: Adaptada de Saline (2019)

Segundo Germann e Bose (2020), a temperatura de sinterização indicada para o titânio e suas ligas para partículas de 40 μm é de 1300 $^{\circ}\text{C}$ pelo tempo de 180 min. Para a atmosfera de sinterização, indica-se utilizar vácuo para uma melhor qualidade da sinterização. Na pesquisa Espinoza *et al.*, (2010), a temperatura de sinterização para o titânio foi de 1100 $^{\circ}\text{C}$ com patamar de 2 e 3 h com taxa de aquecimento de 2 $^{\circ}\text{C}/\text{min}$. A atmosfera de sinterização foi utilizada o gás argônio com pressão positiva com o intuito de evitar a oxidação dos corpos de prova.

A densidade do sinterizado está diretamente associada com a porosidade do material, essa é uma propriedade muito importante devido a ter ligação direta com as propriedades mecânicas. A densidade pode ser determinada com o auxílio de uma balança de precisão e o princípio de Arquimedes (LOBERTO *et al.*, 2009).

2.5 LIGAS DE TITÂNIO

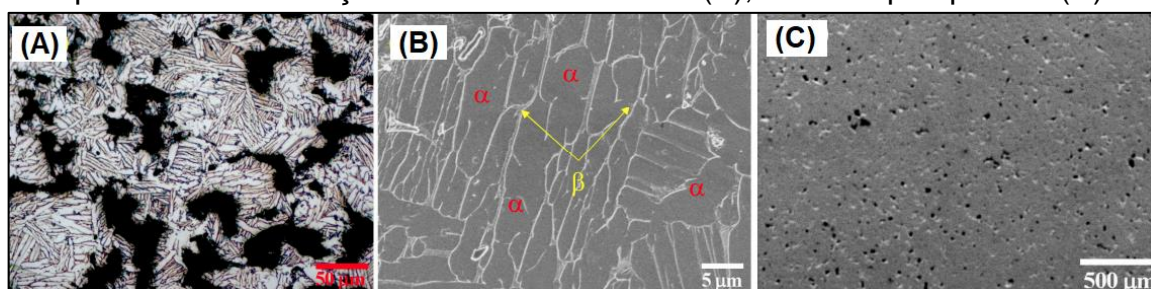
O titânio e suas ligas são considerados como um dos tipos mais eficazes de biomateriais, principalmente para a área de implantes dentários. Isso é devido a que o titânio apresenta resistência à corrosão no ambiente fisiológico, biocompatibilidade de tecidos moles e duros e bom desempenho mecânico (BRUNETTE *et al.*, 2001).

Para implantes cirúrgicos, o material deve apresentar alta resistência à corrosão, biocompatibilidade, resistência mecânica e tenacidade. Neste caso, o titânio

puro não se torna a opção mais viável, o que justifica o uso de ligas de titânio. A liga de titânio que atende essas exigências é a liga Ti-6Al-4V, a qual é uma das mais utilizadas. Esta contém 6 % em massa de Al e 4 % em massa de V e apresenta uma microestrutura bifásica, composta pelas fases α e β (DONACHIE, 2000). A fase α (α -Ti) tem uma estrutura cristalina hexagonal compacta (HC), enquanto a fase β (β -Ti) é cúbica de corpo centrado (CCC). A adição de elementos de liga ao titânio, como o Al estabiliza a fase α , aumenta a resistência mecânica e diminui a densidade da liga. O V atua como estabilizador da fase β e melhora a ductilidade e conformabilidade da liga. Assim, a adição de elementos de liga permite ajustar a composição das fases e, por conseguinte, as propriedades da liga de Ti (CORDEIRO; BARÃO, 2017; LIU *et al.*, 2017).

Na pesquisa de Phuong D. D. *et al.*, (2019) realizou-se análise microestrutural de amostras liga de Ti-6Al-4V consolidadas por sinterização à vácuo. As amostras consistiram em geometria cilíndrica de 22 mm de diâmetro e 12 mm de altura, utilizou-se pó de Ti-6Al-4V com tamanho médio de partícula de 45 μm , compactadas a 200 MPa e sinterizadas em forno a vácuo com temperatura de 1100 $^{\circ}\text{C}$ por 3h. Na Figura 13 apresenta-se a microestrutura obtida pelo autor, na imagem (A) e (B) apresenta-se a microestrutura atacada quimicamente com Kroll. Na Figura 13 (A) é mostrado a formação de grãos e poros (regiões pretas), na imagem (B) a formação das fases α e β , e na imagem (C) a distribuição dos poros da amostra sem ataque químico.

Figura 13 - Análise microestrutural ti-6Al-4V, com ataque químico (A), com ataque químico e identificação das fases alfa e beta (B), sem ataque químico (C)



Fonte: Adaptada de Phuong D. D. *et al.*, (2019)

De acordo com a norma ASTM F136 (2015), a liga Ti-6Al-4V são utilizadas na área de implantes devido as suas propriedades mecânicas, biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, como mencionado anteriormente. Para ser aplicada na área

de implantes deve ter composição química com grau de pureza 5 e composição química requerida, conforme mostrado na Tabela 2.

Tabela 2 – Composição química (%) da liga Ti-6Al-4V pela norma ASTM F136

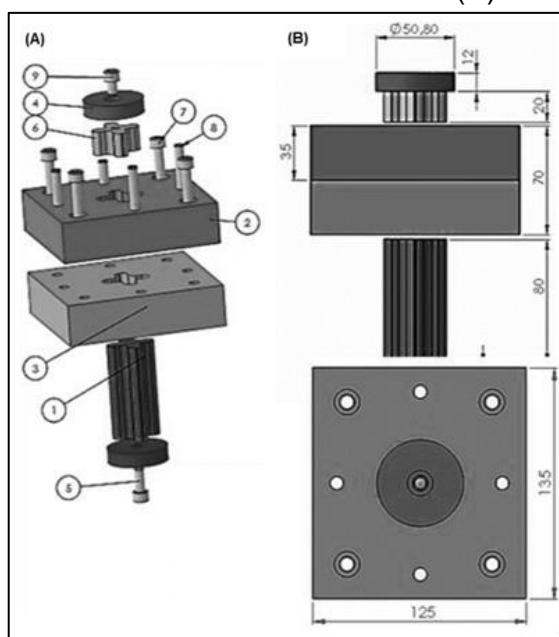
Elemento	Composição requerida [%]	Tolerância [%]
Alumínio	5,5 – 6,50	± 0,40
Titânio	Balanço	-
Vanádio	3,5 – 4,5	± 0,15

Fonte: O Autor (2022).

2.6 TRABALHOS RELACIONADOS AO ESTUDO

Para Paula (2019) a manufatura das ferramentas de compactação de pós metálicos tem início no projeto de produto que define o modelo de peça a ser compactado. Seu projeto envolve uma ferramenta de compactação uniaxial com matriz bipartida. Para o desenvolvimento do projeto utilizou o *software* CAD *SolidWork's* (Figura 9). De acordo com o autor, o material escolhido para os punções foi aço-ferramenta para trabalho a frio AISI D6 para o corpo e para a cabeça foi utilizado o aço-carbono ABNT 1020. Foi utilizado o processo de usinagem para a fabricação dos punções.

Figura 14 – Ferramenta de compactação em vista explodida (A) e dimensões externas das ferramentas (B)



Fonte: Paula (2019).

A compactação é o processo essencial na metalurgia do pó, pois todas as características do material como tamanho, densidade, forma, porosidade, dureza entre outros são controlados por este processo. O tipo de matriz, movimento de punção e parâmetros do processo influenciam nas propriedades da peça final (KUMAR; BHARTI; DIXIT, 2021).

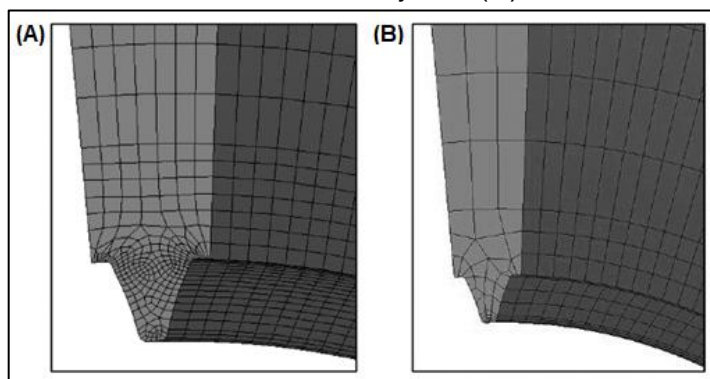
Na pesquisa de Kumar, Bharti e Dixit (2021), foi realizada a compactação de diversos pós metálicos incluindo liga de titânio em matrizes de compactação de pó unilateral. Nesse estudo, foi analisada densidade a verde relativa, porosidade, densidade a verde dos compactos. O estudo revela que a adição de reforços metálicos afeta a compressibilidade do compósito verde dos compactos.

Os autores concluíram que as matrizes de compactação uniaxial são de fácil fabricação e possuem baixo custo, mas, a densificação do compacto não é uniforme. Dessa forma, o autor recomenda que para melhorar a uniformidade do compacto pode ser utilizado o processo de compactação isostático.

Na manufatura de ferramentais para produção de engrenagens helicoidais pela metalurgia do pó, Armentani *et al.*, (2018) utilizaram o método de elementos finitos (do inglês *Finite Elemento Method – FEM*) para realizar análises sobre o comportamento estático da matriz. Os autores mencionam que foi utilizado o FEM

apenas na região de interesse. A Figura 15 mostra a análise de malhas dos dentes da engrenagem.

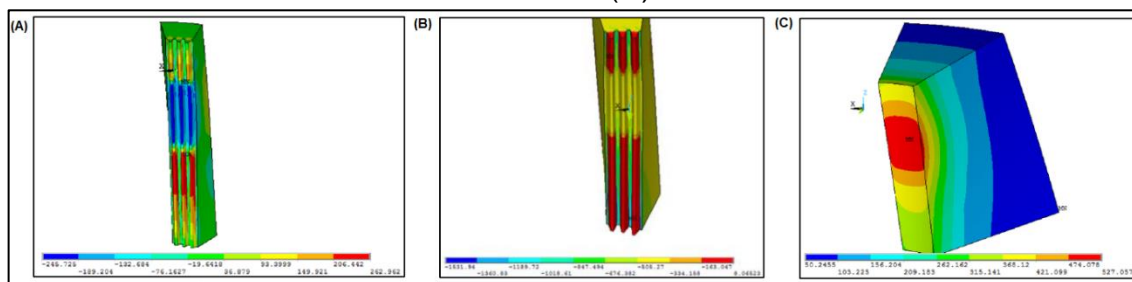
Figura 15 – Malha de um dente do subconjunto (A) e malha de toda a matriz (B)



Fonte: Armentani *et al.*, (2018).

Os autores mostram em seu trabalho que com o método de elementos finitos é possível analisar as tensões principais máximas (Figura 16), tensão de tração, tensão de compressão e a tensão de Von Misses.

Figura 16 – Tensão de tração (A), tensão de compressão (B) e tensão de Von Misses (C)



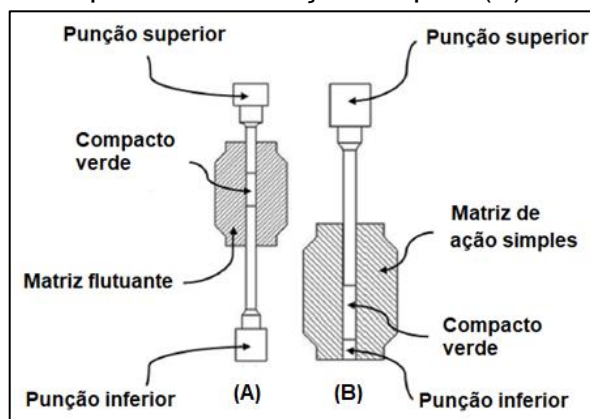
Fonte: Armentani *et al.*, (2018).

Os autores concluíram que os teste experimentais foram semelhantes à análise numérica por elementos finitos, e creem que, em um futuro próximo, com o avanço da tecnologia computacional, será possível realizar análises numéricas dinâmicas, a fim de verificar a vida útil da ferramenta associada ao desgaste e à fadiga.

No estudo de Homayoun, Shahbaz e Ebrahimi (2020) foi analisada a densificação do compacto de alumínio, em que compararam a utilização do método de prensagem por matriz de aço simples *versus* matriz flutuante ambas a

temperatura ambiente. A diferença geométrica do método de prensagem por matriz de ação simples pelo de prensagem por matriz flutuante é mostrada na Figura 17.

Figura 17 – Método de prensagem por matriz flutuante (A) e método de prensagem por matriz de ação simples (B)



Fonte: Adaptação de Homayoun, Shahbaz e Ebrahimi (2020).

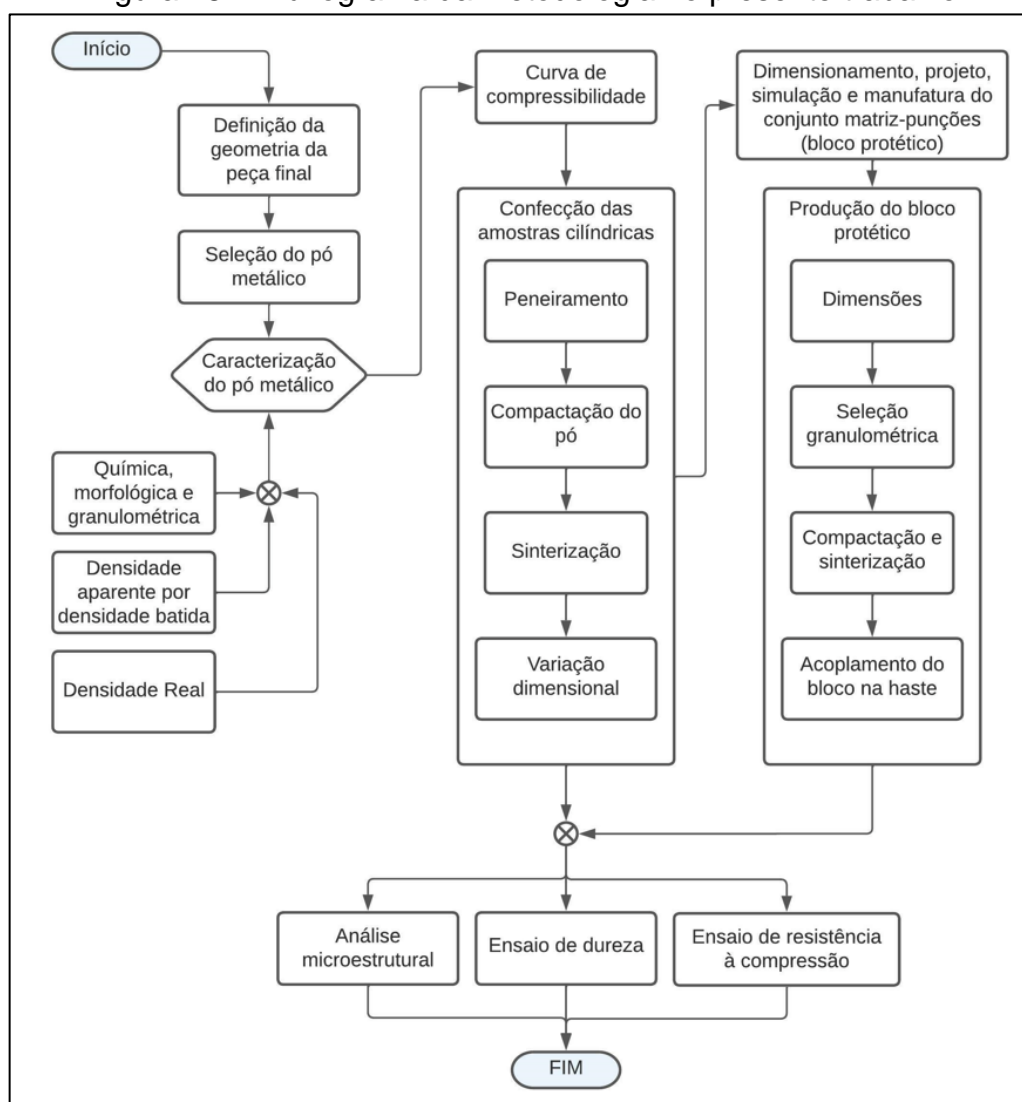
Na comparação da prensagem da matriz de ação simples com a matriz flutuante, foi observado que os compactos da matriz flutuante apresentaram as seguintes características: mais uniformidade na distribuição de porosidade, densidade e microdureza, compactação de pó semelhante ao processo de dupla ação, o efeito do lubrificante mais perceptível e produção de compactos com melhor proporção de altura e diâmetro. (HOMAYOUN; SHAHBAZ; EBRAHIMI, 2020).

3 METODOLOGIA

Com o intuito de analisar a viabilidade de utilização da metalurgia do pó, foi sinterizado um bloco (bloco protético) em liga de titânio, com dimensões de 18 mm de comprimento, 14,5 mm de largura e 12 mm de altura, similares aos blocos CAD/CAM.

Dentro do contexto apresentado na justificativa, com os objetivos definidos e tendo como base o referencial teórico, definiu-se a proposta de implementação. No fluxograma da Figura 18 é apresentada a metodologia para o desenvolvimento deste trabalho.

Figura 18 – Fluxograma da metodologia no presente trabalho



Fonte: O Autor (2022).

Para atingir o objetivo geral do trabalho foram realizadas as seguintes etapas principais: caracterização do pó metálico, a construção do conjunto matriz-punções, compactação do pó da liga de titânio (Ti-6Al-4V) e sinterização do compacto verde.

3.1 SELEÇÃO DO PÓ METÁLICO

A seleção do pó metálico foi realizada de acordo com a aplicação do produto final, visto que os implantes dentários devem ser de material biocompatível, a matéria prima selecionada foi pó com partículas irregulares da liga Ti-6Al-4V.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DO PÓ METÁLICO

O pó metálico irregular da liga de Ti-6Al-4V foi caracterizado no que se refere a sua composição química, morfologia, granulométrica, densidade aparente e a densidade real, os quais são apresentados na sequência.

3.2.1 Caracterização química, morfológica e granulométrica

A análise química semiquantitativa foi realizada por meio da técnica de Espectroscopia de Raios X com Dispersão de Energia (EDS) no equipamento da marca Shimadzu modelo SSX-550, disponível no Laboratório Central de Microscopia Professor Israel Baumvol (LCMIC) da Universidade de Caxias do Sul (UCS).

A análise de morfologia para a identificação da geometria das partículas do pó metálico irregular, foi verificada por meio da técnica de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) utilizando o microscópio modelo SSX-550, marca Shimadzu, também instalado no LCMIC da UCS. Esse equipamento tem o acoplado o detector de EDS.

O tamanho das partículas do pó metálico foi avaliado por meio da análise da distribuição de tamanho de partícula (DTP) ou distribuição granulométrica resultante da técnica de difração laser, em que se utilizou um analisador de partículas modelo Camsizer P4, marca Retsch, disponível no Laboratório de Polímeros (LPOL) da UCS. Os resultados dessa análise granulométrica foram representados em um gráfico de porcentagem ou frequência acumulada de partículas menores que CPFT (*cumulative*

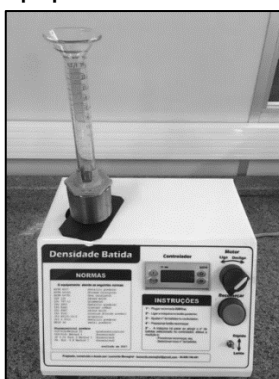
percent finer than) em função do tamanho de partícula. Além da frequência acumulada, foi representado um histograma ou uma curva de frequência simples, a partir da qual foi possível identificar as características da distribuição, como média, mediana e tamanhos de partículas mais frequentes.

3.2.2 Densidade aparente por densidade batida

A densidade aparente dos pós metálicos foi determinada pelo ensaio da densidade batida ou densidade compactada (*tapping density*), com base na norma ASTM B527 (2022). Este método permite avaliar o grau de empacotamento ou compactação das partículas. Neste ensaio, o pó é colocado em um recipiente de dimensões conhecidas e submetido a batidas contínuas. Inicialmente, o volume do recipiente é preenchido pelas partículas e pelos vazios entre elas. Posteriormente, com o aumento do número de batidas e dependendo do grau de coesão do material, ocorre um rearranjo entre as partículas do pó para posições mais favoráveis nos vazios, o que traz uma redução significativa no volume do pó.

No desenvolvimento do ensaio foi utilizado o equipamento de densidade batida, mostrado na Figura 19, juntamente com a proveta com graduação de 100 cm³ e 50 gramas de pó metálico de partículas irregulares da liga Ti-6Al-4V. O equipamento encontra-se disponível no Laboratório de Materiais Cerâmicos (LMCER) da UCS e foi fabricado pela empresa LR Meneghel. Este equipamento possibilita ajustar as batidas por minuto, conforme a necessidade.

Figura 19 – Equipamento de densidade batida



Fonte: O Autor (2022).

Inicialmente foram colocadas 50 g de pó metálico na proveta, que, na sequência foi acoplada ao equipamento de densidade batida, onde ocorreu o ensaio a partir das batidas selecionadas.

Ao concluir o ensaio de densidade batida, aplicou-se as resultantes (massa e volume) na Equação (8) para determinar a densidade aparente (T_D) em g/cm³, em que se informa a massa (M) em g, e o volume do pó batido (V) em cm³.

$$T_D = \frac{M}{V} \quad (8)$$

3.2.3 Densidade real das partículas

A densidade real das partículas fornece a densidade do grupo de partículas sem levar em conta a porosidade ou vazios entre elas. Para determinar essa densidade do pó irregular da liga Ti-6Al-4V, foi realizado o ensaio de picnometria com gás hélio, em oito amostras do mesmo pó, e então obtido o valor médio de densidade real. Para isso utilizou-se o picnômetro modelo Ultrapyc 5200e, marca Quantachrome, disponível no Laboratório de Polímeros (LPOL) da UCS.

3.3 CURVA DE COMPRESSIBILIDADE DO PÓ

O grau de densificação do pó de Ti-6Al-V foi obtido por meio da determinação da densidade do pó compactado (densidade verde) em função da pressão de compactação, relação que graficamente representa a curva de compressibilidade. Para determinar a compressibilidade do pó, foram compactados corpos de prova em ferramental com dimensões conhecidas (amostras cilíndricas). Para a realização desta etapa, foram utilizados um conjunto matriz-punções com formato cilíndrico, pó irregular de Ti-6Al-4V, lubrificante estearato de zinco, balança de precisão da marca Bioprecisa modelo FA2104N, disponível no Laboratório de Materiais Cerâmicos (LMCER) da UCS e prensa hidráulica manual da marca Enerpac modelo VLP106P142 com capacidade de carga de 11 t, disponível no Laboratório de Materiais Cerâmicos II (LMCER II) da UCS.

Com base nas normas ASTM B925 (2003), ASTM B331 (2016) e ASTM B962 (2009), realizou-se a compactação das amostras. As pressões foram arbitradas conforme apresentado na Tabela 3.

Tabela 3 – Pressão de compactação das amostras

Amostra	Pressão [MPa]	Carga [t]
1	100	1,1
2	200	2,3
3	400	4,6
4	600	6,9
5	700	8,1
6	800	9,2

Fonte: O Autor (2022).

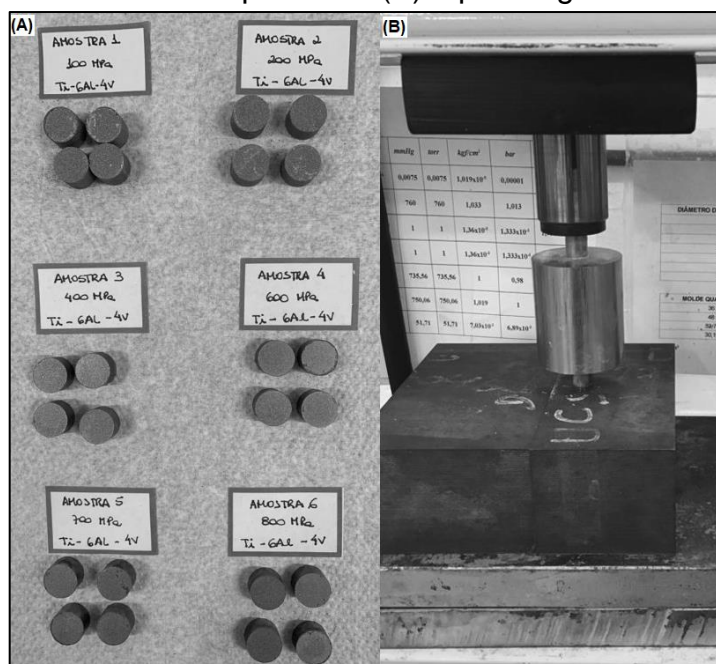
Antes da compactação, para reduzir o atrito entre o pó e o ferramental, foi realizada a lubrificação do conjunto matriz-punções, especificamente, das partes que entraram em contato com o pó metálico. Após a lubrificação do ferramental de compactação, foi utilizada a balança de precisão para medir a quantidade de pó metálico a ser inserido dentro do conjunto matriz-punções. Foi utilizado um conjunto matriz-punções de 12 mm de diâmetro interno, que foi preenchido com 2,3 g de pó da liga Ti-6Al-4V. Após o preenchimento da matriz, foi realizada a prensagem, o que resultou nas amostras cilíndricas compactadas mostradas na Figura 20.

Para determinar a densidade verde das amostras compactadas empregou-se dois métodos: medição por micrômetro e pelo princípio de Arquimedes.

O método de medição por micrômetro, baseado na norma ASTM B331 (2016), utilizou-se de um micrômetro digital da marca Mytotoyo e mediu-se a altura das amostras. Aplica-se as variáveis na equação (9) para determinar a densidade do compacto verde (D_G) em g/cm³, informa-se a massa (M) em gramas, o diâmetro (D) em cm e a altura das amostras (T) em cm.

$$D_G = \frac{0,0077 \cdot M}{D^2 \cdot T} \quad (9)$$

Figura 20 – Amostras compactadas (A) e prensagem das amostras (B)



Fonte: O Autor (2022).

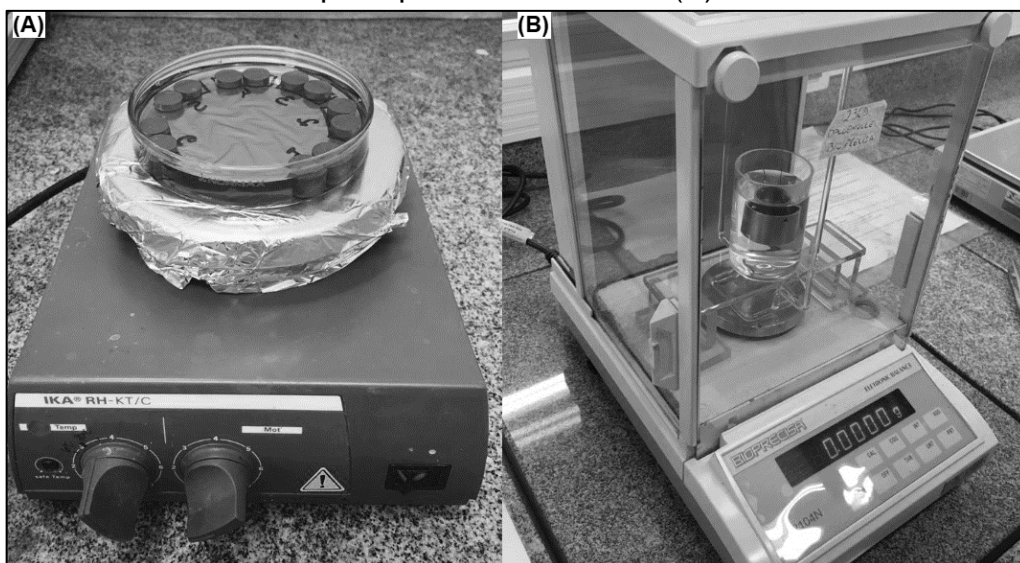
A determinação da massa pelo princípio de Arquimedes foi baseada na norma ASTM B962 (2009). Para isso, foram utilizadas duas amostras compactadas por cada um dos seis valores de pressão para calcular a média da densidade.

Neste método, as amostras compactadas foram imersas em óleo 5W30 aquecido a 82 °C por 4 h mostrado na Figura 21 (A). Posteriormente, as amostras foram resfriadas por 30 min no óleo 5W30, mas a temperatura ambiente. Na etapa da medição, foi medida a massa das amostras secas, e das amostras úmidas de óleo na mesma balança analítica. Na sequência foi realizada a medição por Arquimedes, em que foi medida a massa das amostras imersas em água destilada Figura 21 (B).

Com a obtenção dos dados das massas, foi possível aplicar na Equação (10) para determinar a densidade do compacto verde (D_g) em g/cm³, informa-se da massa do compacto verde sem óleo (A) em g, da densidade da água (ρ_w) em g/cm³, da massa do compacto verde com óleo impregnado (B) em g e da massa da peça impregnada de óleo do ensaio em água com a massa do corpo de prova tarado (F) em g.

$$D_g = \frac{A \cdot \rho_w}{B - F} \quad (10)$$

Figura 21 – Amostras imersas em óleo a 82°C (A) e medição da densidade pelo princípio de Arquimedes (B)



Fonte: O Autor (2022).

3.4 CONFECÇÃO DE AMOSTRAS CILÍNDICAS DE REFERÊNCIA

A etapa da confecção das amostras cilíndricas de referência foi realizada pelos processos de peneiramento do pó metálico, compactação e sinterização, mostrados nos próximos itens.

3.4.1 Peneiramento

Resultados exploratórios deste trabalho, referentes à densidade dos corpos consolidados, indicaram que a densificação foi afetada pelo tamanho de partícula do pó metálico e que para alcançar a maior densidade era necessário utilizar pó de titânio mais fino que o recebido, com granulometria inferior a 38 μm . Visto que o volume da matéria-prima obtida para as granulometrias inferiores a 38 μm foi muito pequena, foram utilizados pós com duas granulometrias maiores que 38 μm , inferiores a 90 μm e a 63 μm . Assim, foi possível analisar a influência do tamanho de partícula na densidade final após a sinterização. Para tanto, realizou-se o peneiramento do pó com

peneiras granulométricas de 170 e 250 mesh, com tela em aço inox da marca Didática SP.

3.4.2 Compactação do pó

No processo de compactação das amostras cilíndricas de referência utilizou-se um conjunto matriz- punções com formato cilíndrico (Figura 20), pó irregular de liga de titânio de Ti-6Al-4V, lubrificante estearato de zinco da Brasilminas, balança de precisão da marca Bioprecisa modelo FA2104N, disponível no Laboratório de Materiais Cerâmicos (LMCER) da UCS e prensa hidráulica manual da marca Enerpac modelo VLP106P142 com capacidade de pressão de 11 t, disponível no Laboratório de Materiais Cerâmicos II (LMCER II) da UCS.

Foram compactados dois conjuntos de amostras cilíndricas, conforme mostrado na Tabela 4, com 12 mm de diâmetro, utilizando 2,3 g de pó metálico da liga de titânio, medidos na balança de precisão. Após a compactação as amostras do conjunto 1 foram consolidadas usando três condições diferentes de sinterização, conforme descrito na Tabela 5 .

Tabela 4 - Conjunto de amostras cilíndricas de referência

Conjunto	Granulometria	Quantidade de amostras por pressão de compactação					
		100	200	400	600	700	800
		[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
1	Sem peneiramento	3	3	3	3	3	3
2	< 90 μm	-	-	-	1	1	1
	< 63 μm	-	-	-	1	1	1

Para o segundo conjunto de amostras, após a etapa de compactação, foram consolidadas na melhor condição de temperatura e tempo de sinterização obtida no primeiro conjunto de amostras.

3.4.3 Sinterização das amostras

Para consolidar as amostras compactadas da liga de titânio Ti-6Al-4V, foi utilizado um forno da marca Termolab (Figura 22), com capacidade de aquecimento máximo de 1700 °C com sistema a baixo vácuo (10^{-2} torr). Esse equipamento está disponível no Laboratório de Polímeros (LPOL) da UCS.

Figura 22 – Forno de sinterização Termolab



Fonte: O Autor (2022).

Com a finalidade de definir os parâmetros de sinterização mais apropriados, ou seja, de modo que forneçam a maior densidade do sinterizado, variou-se a temperatura e o tempo de sinterização, conforme mostrado na Tabela 5. Após a etapa de sinterização, as amostras foram resfriadas dentro do forno.

Tabela 5 – Parâmetros de sinterização para liga de titânio de Ti-6Al-4V

Parâmetro	1	2	3
1ª Taxa de aquecimento	10 °C/min	10 °C/min	10 °C/min
Temperatura máxima	600 °C	600 °C	600 °C
2ª Taxa de aquecimento	5°C/min	5°C/min	5°C/min
Temperatura máxima	1300 °C	1200 °C	1300 °C
Patamar	2 h	4 h	4 h
Número de amostras	6	6	6

Fonte: O Autor (2022).

3.4.4 Variação dimensional das amostras cilíndricas de referência

A variação dimensional das amostras cilíndricas foi determinada entre o diâmetro do compacto verde e o diâmetro interno da matriz. As dimensões resultantes foram aplicadas na Equação (3), apresentada no referencial teórico, item 2.3.1.

Essa avaliação dimensional foi realizada considerando amostras sinterizadas com duas granulometrias de partículas de Ti-6Al-4V, inferior a 75 μm e 90 μm , a 1300 $^{\circ}\text{C}$ e patamar de 3 h. Essa condição de sinterização foi escolhida a partir dos resultados de densidade das amostras sinterizadas nas condições descritas no item 3.4.3, mostrado anteriormente.

3.5 DIMENSIONAMENTO, PROJETO, SIMULAÇÃO E MANUFATURA DA MATRIZ E PUNÇÕES PARA A FABRICAÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO

No dimensionamento do projeto do conjunto matriz-punções para a fabricação dos blocos protéticos foram utilizadas as equações apresentadas no item 2.3.1 cálculos para dimensionamento do ferramental, as resultantes da caracterização do pó metálico selecionado, densidade aparente, densidade real e curva de compressibilidade.

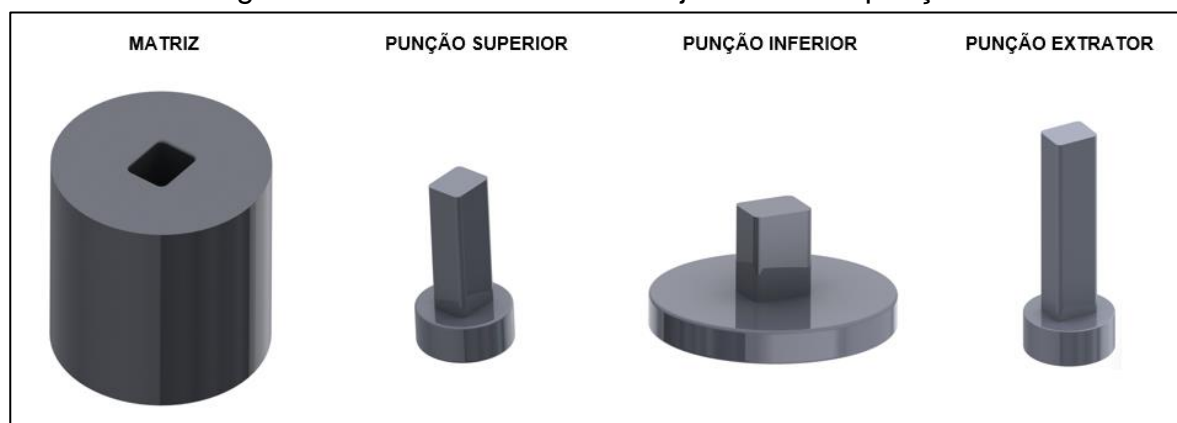
O desenvolvimento do projeto do conjunto matriz-punções foi realizado com o auxílio do *software* de CAD *SolidWork's*. No decorrer da modelagem, foram seguidas as recomendações da Höganäs (2015), que incluem evitar cantos vivos, e substituí-los por raios, afim de evitar trincas e rachaduras no produto final. Também foram seguidas as recomendações da Höganäs (2013) para as tolerâncias e folgas do projeto.

O conjunto matriz-punções é formado por uma matriz cilíndrica, que tem no seu interior o formato do bloco protético, e por dois punções, um inferior e outro superior, com as hastes no formato do bloco. Também foi produzido um punção auxiliar para a extração do compacto. Veja na Figura 23, a modelagem do conjunto matriz- punções.

Geralmente, o punção inferior e superior tem o mesmo formato, porém devido ao modelo da presa hidráulica que foi utilizada para a compactação do bloco protético,

foi necessário ajustar a base do punção inferior para garantir estabilidade durante o processo de prensagem.

Figura 23 – Modelamento do conjunto matriz- punções



Fonte: O Autor (2022).

A técnica numérica de simulação por elementos finitos foi utilizada para determinar as tensões de Von Mises, para analisar o limite de escoamento do material. A análise de tensões do conjunto matriz- punções pela análise de elementos finitos foi realizada com o auxílio do *software SolidWork's Simulation*. Desta forma foi possível verificar as tensões máximas que os componentes do conjunto poderão suportar.

O material escolhido para a manufatura do conjunto matriz- punções foi aço-ferramenta para trabalho a frio AISI D6, e o processo escolhido para a produção foi a usinagem pelo processo de fresamento. A manufatura do conjunto realizou-se na empresa R. A. Industria Mecânica Eireli.

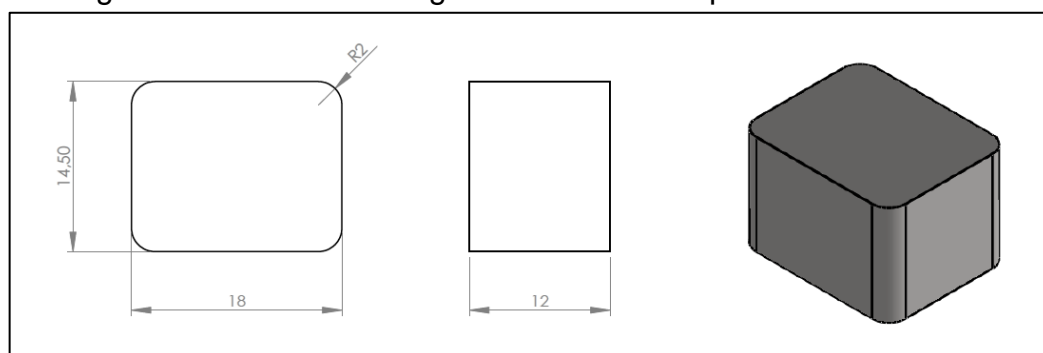
3.6 PRODUÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO

Para a confecção dos blocos protéticos foram realizadas as seguintes etapas: peneiramento do pó metálico da liga de titânio de Ti-6Al-4V, compactação utilizando o conjunto matriz-punções do formato do bloco, sinterização dos blocos protéticos, medição da densidade final, análise metalográfica e determinação da dureza, conforme descrito na sequência.

3.6.1 Dimensões do bloco protético (peça final)

Para este projeto foram utilizadas geometria e dimensões similares às das peças que são usinadas atualmente na fresadora odontológica. A geometria da peça que foi confeccionada é retangular, de comprimento 18 mm, largura de 14,50 mm e altura de 12 mm, conforme mostrado na **Erro! Fonte de referência não encontrada..**

Figura 24 - Dimensões e geometria do bloco protético sinterizado



Fonte: O Autor (2022).

3.6.2 Seleção da granulometria para a produção do bloco protético

Para a produção do bloco protético, foi estabelecida a utilização do pó metálico da liga de titânio Ti-6Al-4V com granulometria abaixo de 90 μm e 75 μm , com base em resultados exploratórios.

No peneiramento, utilizou-se o equipamento agitador de peneira granulométrica da marca Didática SP, peneiras granulométricas de aço inoxidável com telas granulométricas de 170 e 230 mesh, mostrado na Figura 25.

Figura 25 – Agitador de peneira granulométrica



Fonte: O Autor (2022).

3.6.3 Compactação e sinterização do bloco protético

Para a compactação do bloco protético foram confeccionadas três amostras utilizando pó irregular de titânio com granulometria inferior a $75\ \mu\text{m}$ e três amostras com pó com granulometria inferior a $90\ \mu\text{m}$. Utilizaram-se 9,2 g de pó por unidade do bloco, conjunto matriz-punções com geometria do bloco, lubrificante estearato de zinco e prensa hidráulica automática da marca FKL modelo PHVB com capacidade de 100 t, disponível no Laboratório de Polímeros (LPOL) da UCS, apresentado na Figura 26.

Figura 26 – Compactação do bloco no conjunto matriz-punções fabricado



Fonte: O Autor (2022).

Com os dados obtidos nos ensaios da curva de compressibilidade do pó metálico irregular da liga de Ti-6Al-4V sem peneiramento (como recebido), selecionou-se a maior pressão de compactação de 800 MPa, para a aplicação da equação (7), afim de obter a força de compactação para compactar o bloco protético.

Concluída a etapa de compactação, seguiu-se com a etapa de sinterização, conforme mostrado na Tabela 6.

Tabela 6 - Parâmetro de sinterização dos blocos protéticos

Parâmetro de sinterização	
1ª Taxa de aquecimento	10 °C/min
Temperatura máxima	600 °C
2ª Taxa de aquecimento	5°C/min
Temperatura máxima	1300 °C
Patamar	3 h

Fonte: O Autor (2022).

Após a sinterização, realizou-se a medição das dimensões dos blocos com paquímetro da marca Mitotoyo para verificar a variação dimensional. Na sequência foi necessária a remoção da oxidação superficial que se formou nas amostras do bloco para a medição da densidade pelo princípio de Arquimedes. Para este processo utilizou-se o equipamento de lixamento semiautomático e lixa com granulometria de 240 mesh.

3.7 ANÁLISE MICROESTRUTURAL

Para realizar a análise da microestrutura dos materiais sinterizadas (amostras cilíndricas e bloco protético), realizou-se a preparação metalográfica das amostras por meio da seguinte sequência de passos: remoção da oxidação das amostras com lixa de água de granulação de 240 mesh na lixadeira/politriz semiautomática, embutimento utilizando a prensa de embutimento, lixamento manual com as lixas de água de granulação de 320, 400, 600, 1200 e 1500 mesh, polimento em lixadeira/politriz semiautomática, utilizando álcool etílico, pano e pasta de diamante de 3 μm e 1 μm .

Essas mesmas etapas de remoção de oxidação, embutimento, lixamento e polimento foram utilizados na preparação metalográfica das amostras sinterizadas cilíndricas.

Ao concluir a preparação metalográfica seguiu-se com a análise da microestrutura. A análise dos poros das amostras polidas foi realizada no microscópio óptico da marca Zeiss modelo Axio Scope A.1, equipamento disponível no Laboratório Central de Microscopia Professor Israel Baumvol (LCMIC) da UCS. A análise dos grãos das amostras atacadas quimicamente com o reagente Kroll cuja a composição química é 3 ml de ácido fluorídrico, 6 ml ácido nítrico e 100 ml de água, foi realizada no microscópio óptico da marca Zeiss modelo Micro D1m, disponível no Laboratório de Ensaios Mecânicos (LAMEC) da UCS, mostrado na Figura 27.

Figura 27 – Microscópio óptico Scope A.1 (A) e microscópio Micro D1m (B)

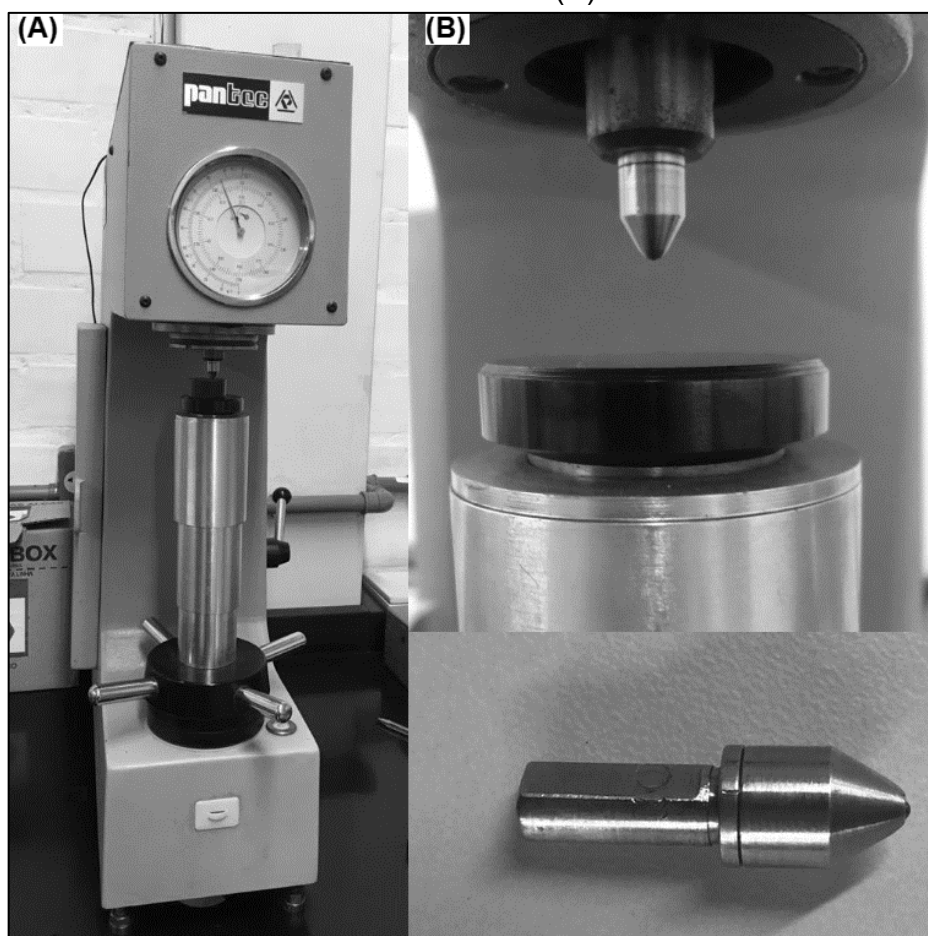


Fonte: O Autor (2022).

3.8 ENSAIO DE DUREZA

Realizou-se o ensaio de dureza Rockwell B para determinar a macro-dureza das amostras sinterizadas (cilíndricas e blocos protéticos). Neste ensaio foram geradas cinco medições em cada amostra e calculado a média. Utilizou-se o durômetro de bancada da marca Pantec RB com penetrador esférico de 1/16 pol, disponível no Laboratório de Ensaios Mecânicos (LAMEC) da UCS, mostrado na Figura 28.

Figura 28 – Durômetro de bancada Pantec Rockwell E Brinell (A) e penetrador esférico 1/16" (B)



Fonte: O Autor (2022).

3.9 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO

Para determinar a resistência a compressão dos corpos sinterizados, seguindo as recomendações da norma ASTM B9 (2019), produziram-se amostras cilíndricas com conjunto matriz-punções cilíndrico (Figura 20) com 30 mm de comprimento e 12 mm de diâmetro, aproximadamente, a partir do pó metálico da liga de titânio de Ti-6Al-4V com granulometria abaixo de 75 μm . Esse pó foi compactado utilizando um conjunto de matriz-punções cilíndricos, prensa hidráulica manual da marca Enerpac, e pressões de 400 MPa, 600MPa e 700MPa. Foram obtidos dois corpos verde para cada pressão de compactação. As amostras foram sinterizadas em forno de baixo vácuo (10^{-2} torr) a 1.300°C com patamar de 3 h.

Para o ensaio de compressão, foi utilizado o equipamento de ensaio de compressão da marca Emic modelo DL20000, disponível no Laboratório de Ensaio Mecânicos (LAMEC) da UCS, com célula de carga de 200 kN e avanço de 0,5 mm/min. Na Figura 29 podem ser observadas as amostras, equipamento e um momento do ensaio de compressão.

Figura 29 – Máquina Emic DL2000 (A), amostras para compressão (B) e ensaio de compressão (C)



Fonte: O Autor (2022).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este item apresenta os resultados referentes à caracterização das partículas do pó da liga de titânio, projeto do conjunto matriz-punções, caracterização microestrutural e mecânica das amostras cilíndricas de referência e bloco protético sinterizados.

4.1 CARACTERIZAÇÃO DOS PÓS METÁLICOS

É apresentado na sequência as resultantes dos ensaios realizados para a caracterização do pó metálico da liga de titânio Ti-6Al-4V, composto da composição química, morfológica, granulométrica, densidade aparente e densidade real.

4.1.1 Características do pó metálico da liga de titânio de Ti-6Al-4V

Na Tabela 7, apresenta-se a composição química das partículas de Ti-6Al-4V resultante da análise semiquantitativa por EDS.

Para aplicação biomédica, o pó metálico deve possuir composição química requerida e classificação de grau 5 de pureza. Com a análise da composição química foi confirmado que o pó metálico da liga de Ti-6Al-4V está dentro das exigências da norma ASTM 136 (2015).

Tabela 7 – Composição química (%) por EDS do pó de Ti-6Al-4V

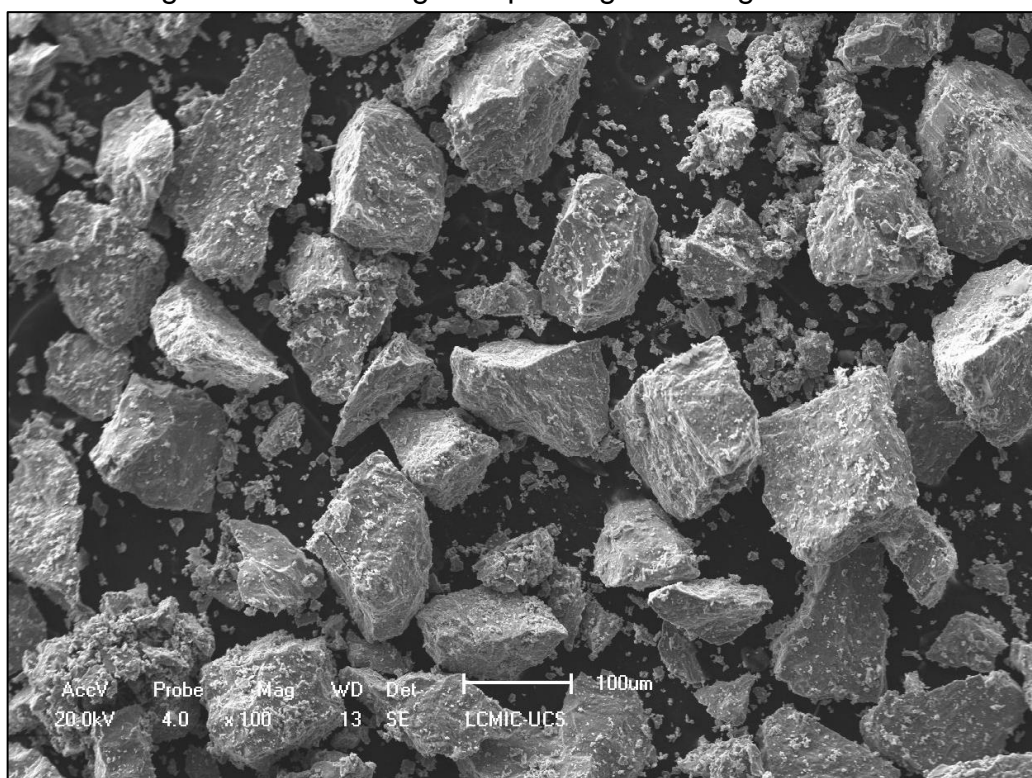
Elemento	Al	Ti	V
Ti-6Al-4V	5,34	91,00	3,67

Fonte: O Autor (2022).

Na Figura 30, apresenta-se a morfologia das partículas do pó de titânio avaliada por MEV. Esta análise foi realizada para a conferência do formato irregular das partículas. Observa-se uma distribuição não homogeneia dos tamanhos das partículas. Partículas irregulares, por possuírem faces planas, resultam em um maior atrito de deslizamento, dificultando o preenchimento dos vazios e resultando em maior porosidade. Partículas de formato esférico fornecem apenas pontos de contato

pontuais, com tendência a rolar, essa característica resulta de uma área de superfície de contato menor quando comparado a partículas de formatos irregulares. No entanto, à medida que a forma da partícula se afasta do formato esférico a fluidez diminui, o que favorece a ancoragem das partículas (NOURI; SOLA, 2019; OLIVEIRA *et al.*, 2000).

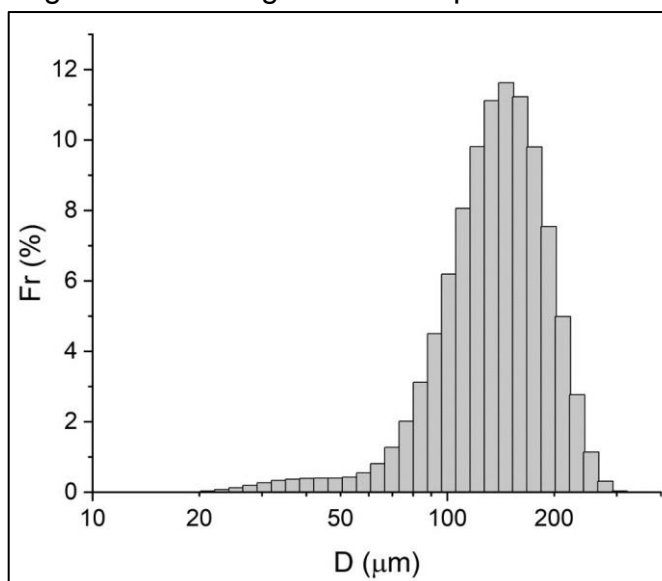
Figura 30 – Morfologia do pó irregular da liga Ti-6Al-4V



Fonte: O Autor (2022).

Na Figura 31, apresentam-se a curva de frequência relativa em função do tamanho de partículas e na Figura 31 é apresentado curva de frequência acumulada em função do tamanho de partículas, a curva foi plotada a partir dos resultados (Apêndice C) da técnica de difração laser.

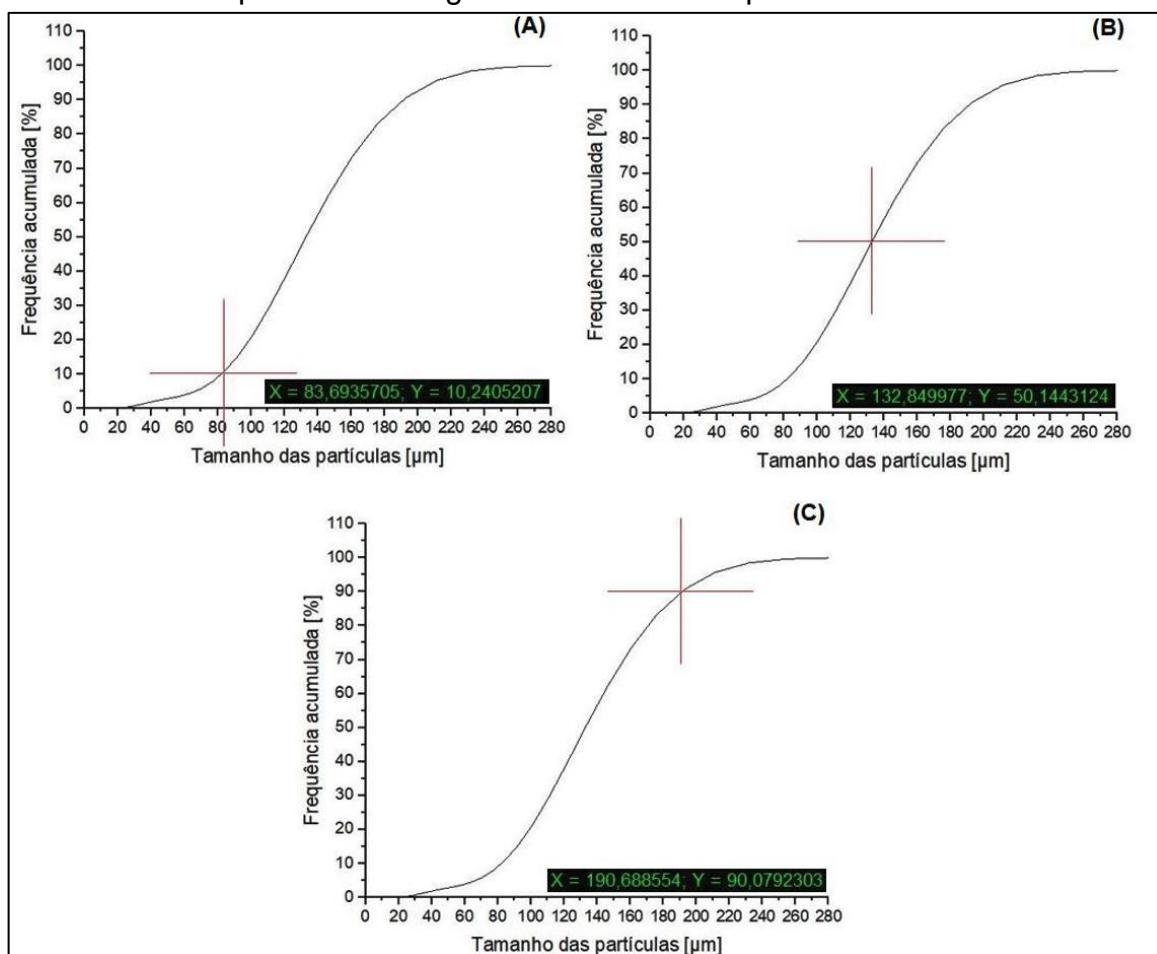
Figura 31 – Histograma de frequência relativa



Fonte: O Autor (2022).

Na Figura 31 é apresentado o histograma de frequências da distribuição de tamanho de partículas do pó irregular de Ti-6Al-4V. A granulometria do pó mostra uma distribuição próxima da gaussiana com um tamanho médio de partícula de $132,25 \pm 0,95 \mu\text{m}$. Observa-se que os maiores valores de frequência relativa (Fr) se concentram em torno do valor médio do tamanho da partícula, e os menores valores de frequência relativa (Fr) para os valores equivalentes de tamanho de partícula $D(\mu\text{m})$ nos extremos da distribuição granulométrica. No entanto, destaca-se a presença de uma pequena população de partículas finas de tamanhos menores que $60 \mu\text{m}$. A presença das partículas finas é importante por que pode preencher os vazios entre as partículas maiores e aumentar a densidade de empacotamento no pó durante a prensagem (BAI; WAGNER; WILLIAMS, 2017). Informação adicional dos resultados da distribuição granulométrica pode ser obtida da curva de frequência acumulada apresentada na Figura 32. Os valores aproximados dos tamanhos de partículas nos diferentes percentis são em: (A) o indicador D10 mostra que 10% das partículas são inferiores a $83 \mu\text{m}$, na (B) mostra que o D50 (equivalente com a mediana) em 50% as partículas são inferiores a $132 \mu\text{m}$ e na imagem (C) o indicador D90 mostra que 90 % das partículas são compostas abaixo de $190 \mu\text{m}$.

Figura 32 – Curva de frequência cumulativa D10 (A), D50 (B) e D90 (C) das partículas da liga de Ti-6Al-4V sem peneiramento

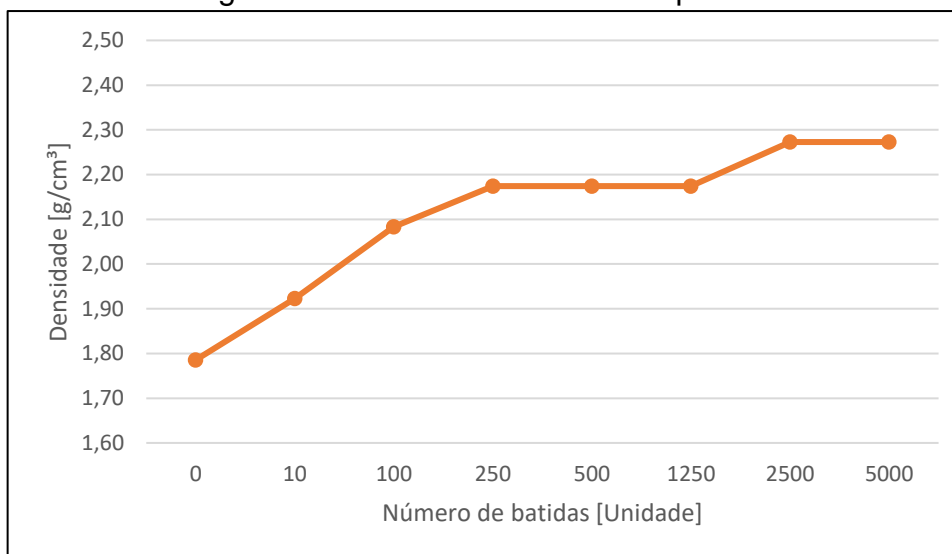


Fonte: O Autor (2022).

4.1.2 Densidade aparente

Com a realização do ensaio de densidade batida e aplicação da equação (8) foi possível plotar a curva da densidade aparente, conforme mostrada na Figura 33. Observa-se que quanto maior o número de batidas maior foi a densidade. Contudo, a partir de 2500 batidas o valor da densidade manteve-se constante, em $2,27 \text{ g/cm}^3$. Essa análise indica o acomodamento das partículas do pó metálico que está relacionado com o empacotamento do material.

Figura 33 – Curva da densidade aparente



Fonte: O Autor (2022).

4.1.3 Densidade real pelo ensaio de picnometria

Na Tabela 8, apresenta-se os valores de densidade real das partículas obtidas pelo ensaio de picnometria.

Tabela 8 – Densidade real da liga de titânio Ti-6Al-4V

Amostra	Volume [cm³]	Densidade [g/cm³]
1	14,1830	4,4540
2	14,1739	4,4569
3	14,1776	4,4557
4	14,1922	4,4511
5	14,2028	4,4478
6	14,2104	4,4455
7	14,2144	4,4442
8	14,2109	4,4453
Densidade média		4,4468

Fonte: O Autor (2022).

O ensaio foi realizado usando hélio, pois esse gás inerte permite acessar facilmente através dos poros abertos, por efeito capilar no sólido e determinar o

volume real da amostra com maior rigor. A porosidade fechada (inacessível) não é possível ser determinada pela técnica e é incluída no volume do sólido. O resultado da densidade de $4,4 \text{ g/cm}^3$ calculada a partir da massa e volume real usados no ensaio de picnometria a gás concorda com os valores de densidade real reportados na literatura para as ligas de Ti-6Al-4V (MOURA; FIGUEIREDO, 2002; VANDENBROUCKE; KRUTH, 2007).

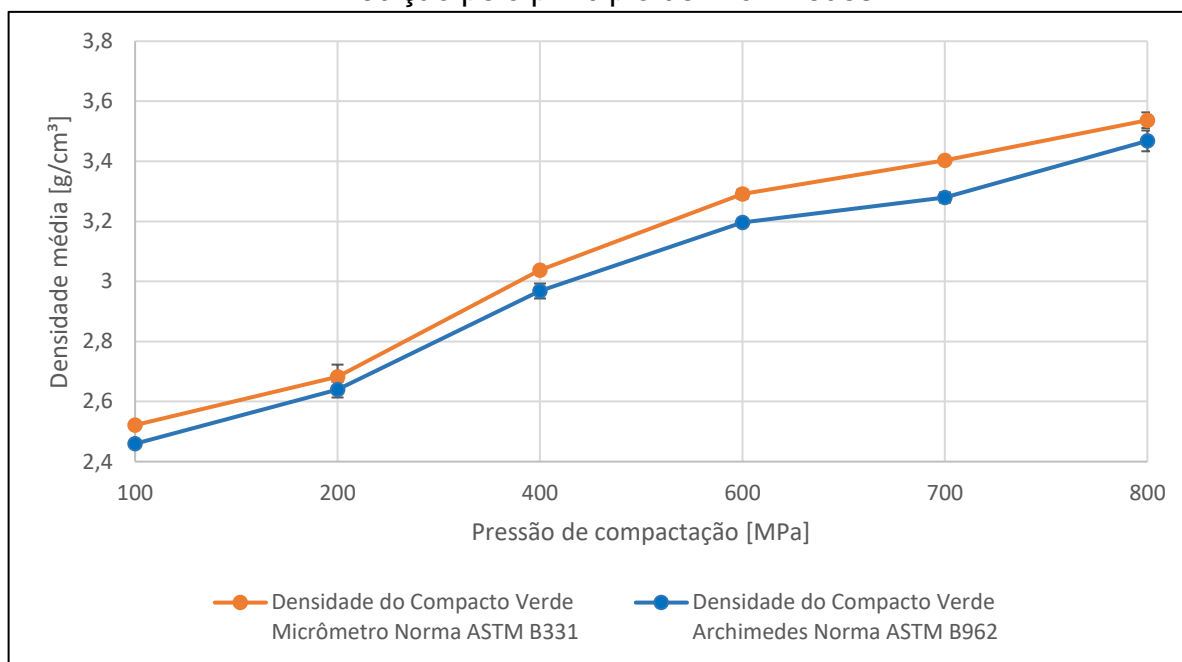
4.2 CURVA DE COMPRESSIBILIDADE DO COMPACTO VERDE

A densidade dos corpos a verde em função da pressão de compactação foi calculada por meio de dois diferentes métodos. O primeiro método por meio da medição das dimensões das amostras prensadas com micrômetro utilizando as Equações (9) segundo a norma ASTM B331 (2016) e, o segundo método pelo princípio de Arquimedes utilizando a Equação (10) de acordo com a norma ASTM B962 (2009).

Analisando a Figura 34, pode ser observado que quando maior a pressão de compactação, maior se torna a densidade do compacto verde. Nas faixas de pressão de compactação aplicadas, foi encontrado a maior densidade verde média na pressão de 800 MPa para a da liga de titânio Ti-6Al-4V. Pelo método do micrômetro a densidade verde média foi de $3,53 \pm 0,02 \text{ g/cm}^3$, representando 80,38 % da densidade real. Para o método do princípio de Arquimedes a maior densidade verde encontrada foi de $3,44 \pm 0,03 \text{ g/cm}^3$, representando 78,26 % da densidade real. Essa diferença é devido a que a medição por Arquimedes oferece uma medição mais próxima do volume aparente do sólido quando comparado com a determinação das dimensões do corpo usando o micrometro.

Na pesquisa de Espinoza *et al.*, (2010), realizou-se a compactação de amostras da liga de titânio Ti-6Al-4V com pressão de compactação de 600 MPa. A resultante da densidade verde média foi de $3,18 \text{ g/cm}^3$ para medição pelo princípio de Arquimedes. Ao comparar esse resultado com a Figura 34, pode ser observado que a curva de compressibilidade condiz com a literatura.

Figura 34 – Curvas de compressibilidade obtidas por medição por micrômetro e por medição pelo princípio de Archimedes



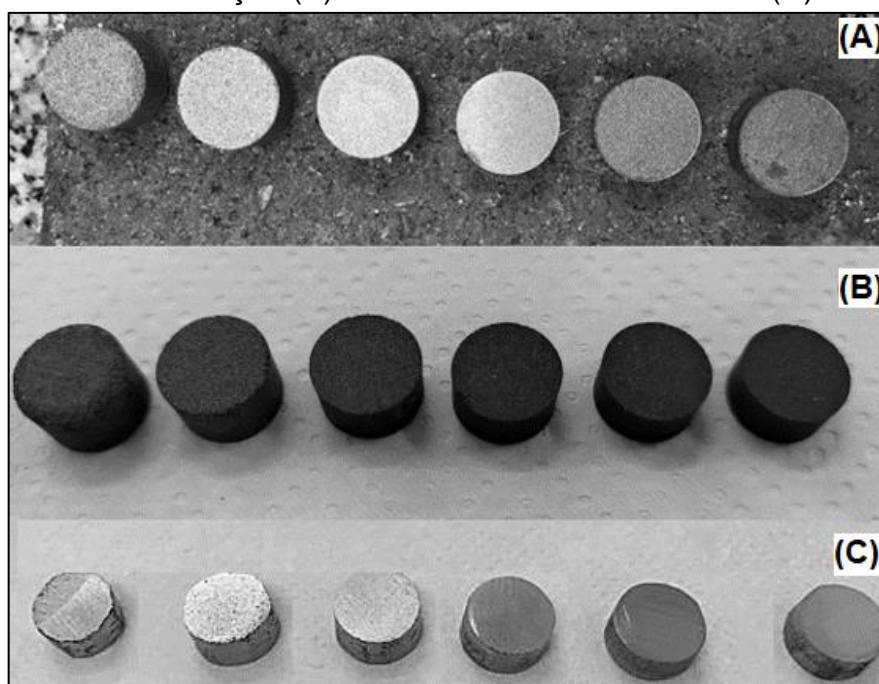
Fonte: O Autor (2022).

4.3 DENSIDADE FINAL DAS AMOSTRAS CILÍNDRICAS DE REFÊNCIA

Para analisar o parâmetro de sinterização que forneça a maior densidade final para a liga de titânio Ti-6Al-4V, foram compactadas as amostras cilíndricas e sinterizadas conforme as condições de sinterização mostrados na Tabela 5.

Devido à atmosfera do forno ser a baixo vácuo (10^{-2} torr), as amostras sinterizadas criaram uma camada de óxido superficial, e foi necessária a remoção desta camada pelo processo de lixamento para realizar a medição da densidade pelo método de Archimedes. Na Figura 35, apresenta-se uma fotografia das amostras cilíndricas compactadas (A), sinterizadas com a camada de óxido (B) e sinterizadas sem a camada de óxido (C).

Figura 35 – Amostras cilíndricas antes da sinterização (A), amostras cilíndricas após a sinterização (B) e amostras cilíndricas lixadas (C)



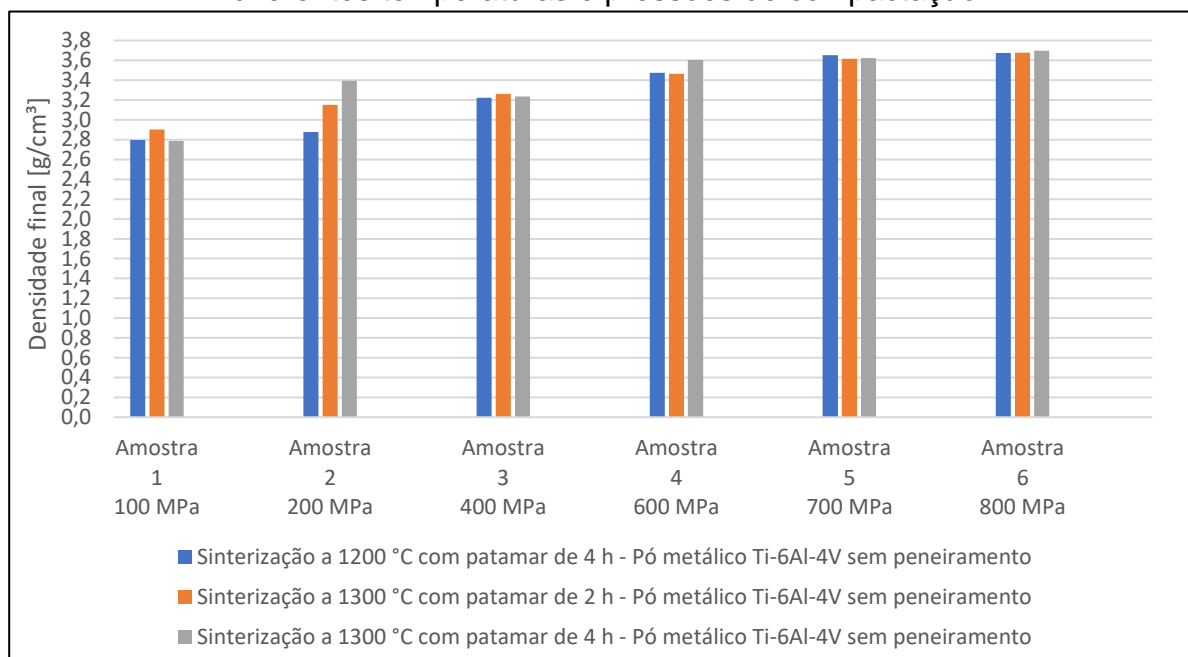
Fonte: O Autor (2022).

Com os resultados das densidades das amostras sinterizadas Figura 36, medidas pelo método de Archimedes, foi possível analisar a influência da pressão de compactação e das condições de sinterização (temperatura e tempo de sinterização) na densidade final.

Com base na análise do gráfico da Figura 36, pode-se notar que a maior densidade final das amostras cilíndricas foi de, aproximadamente, $3,7 \text{ g/cm}^3$ da amostra 6, compactada com pressão de 800 MPa e sinterizada a $1300 \text{ }^\circ\text{C}$ com patamar de 4 h. Pode ser observado que nas pressões de compactação mais elevadas de 700 MPa e 800 MPa as densidades finais ficaram próximas. Contudo, visto que, as variáveis de pressão de compactação e tamanho do pó foram fixadas, esta diferença de densidade está associada ao efeito de temperatura e tempo de sinterização, que conforme Loberto *et al.*, (2009), são os parâmetros que mais tem influência na densidade do produto final. A partir dessas análises, obtém-se o melhor resultado de densidade final, com os blocos protéticos confeccionados na maior pressão de compactação, carga de 21 t, que é equivalente a 800 MPa para as amostras cilíndricas. Seguido da sinterização de $1300 \text{ }^\circ\text{C}$ com patamar de 3 h, visto que a

diferença na densidade final foi de $0,02 \text{ g/cm}^3$ entre a sinterização de $1300 \text{ }^\circ\text{C}$ com patamar de 2 h (densidade $3,67 \text{ g/cm}^3$) e de $1300 \text{ }^\circ\text{C}$ com patamar de 4 h (densidade $3,69 \text{ g/cm}^3$).

Figura 36 – Comparação da densidade final das amostras cilíndricas sinterizadas em diferentes temperaturas e pressões de compactação



Fonte: O Autor (2022).

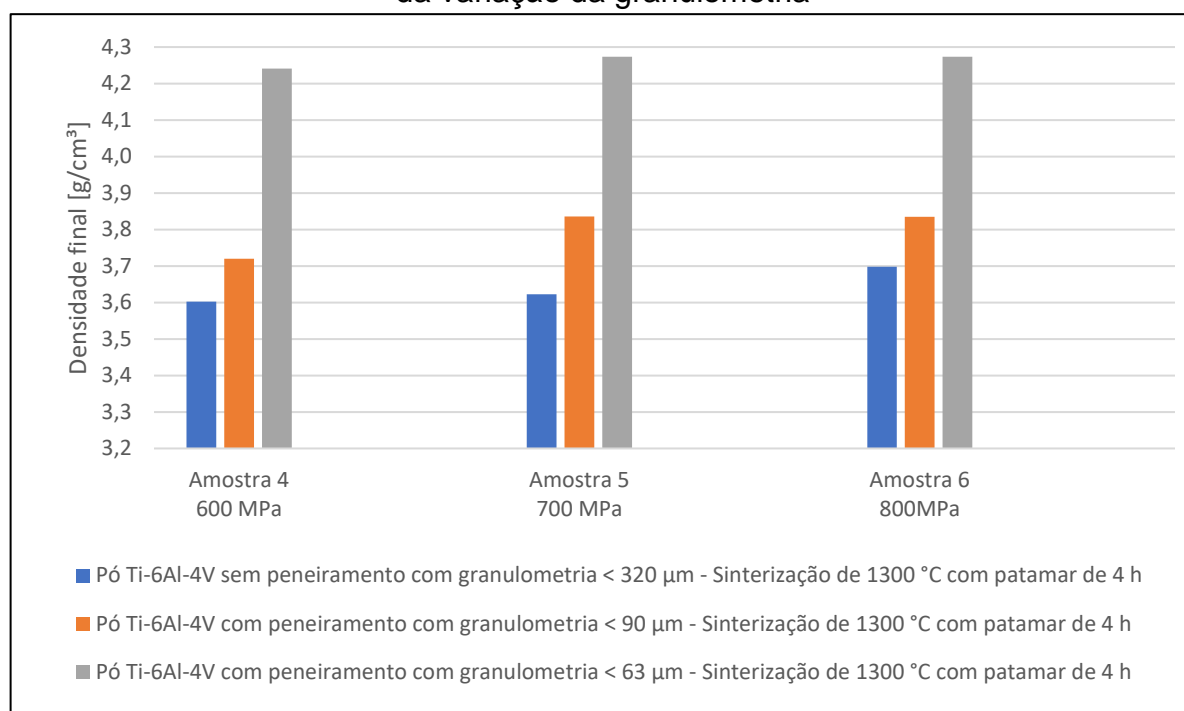
A Figura 37 apresenta a densidade final das amostras cilíndricas em função da variação da granulometria. A partir da análise do gráfico pode-se notar que a granulometria do pó metálico irregular da liga de Ti-6Al-4V tem influência direta na densidade final. De acordo com a literatura para alcançar densidade final próxima a densidade real, é necessário utilizar pó metálica da liga de titânio com granulometria $\leq 38 \mu\text{m}$ (QIAN *et al.*, 2015).

Na Figura 37 pode-se observar que quanto menor a granulometria, maior é a densidade final dos sinterizados. Isso ocorre, conforme Loberto *et al.*, (2009), pois a diminuição do tamanho da partícula aumenta a área superficial da mesma, resultando em uma maior área de contato físico entre as partículas, ocorrendo o aumento da área de difusão, que por consequência aumenta a densidade dos sinterizados.

Percebe-se também na Figura 37 que a pressão de compactação após os 700 MPa não influenciou no aumento da densidade final nas amostras com granulometria inferior a 63 μm e 90 μm .

A partir da análise desses resultados e da distribuição granulométrica, foi definido confeccionar os blocos protéticos nas granulometrias inferiores à de 75 μm e 90 μm .

Figura 37 – Densidade final das amostras cilíndricas amostras cilíndricas em função da variação da granulometria



Fonte: O Autor (2022).

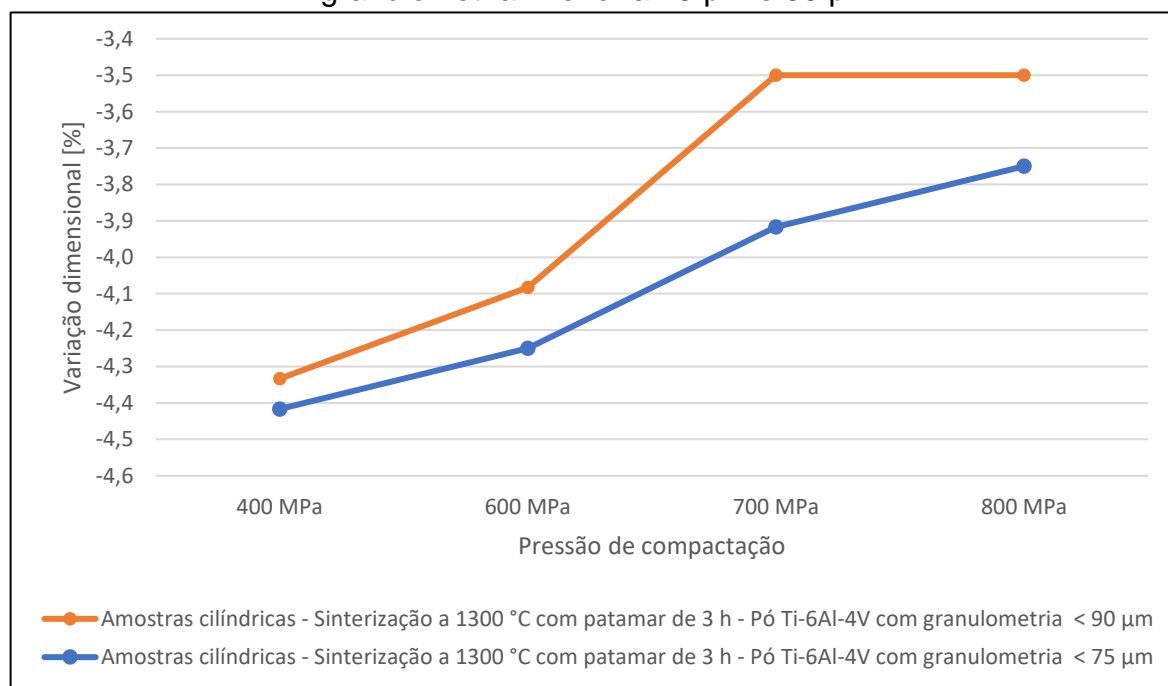
4.4 VARIAÇÃO DIMENSIONAL DAS AMOSTRAS CILÍNDRICAS DE REFERÊNCIA

A Figura 38 mostra a curva da variação dimensional de amostras cilíndricas da liga de Ti-6Al-4V compactadas com granulometria inferior a 75 μm e 90 μm , sinterizadas em forno de baixo vácuo a 1300 °C com patamar de 3 horas. Observa-se que a variação dimensional aumentou em relação à pressão de compactação e que as amostras apresentaram retração após a sinterização.

Também é possível visualizar na Figura 38, que os compactos com granulometria inferior a 90 μm mostraram menos retração para todas as pressões de compactação em comparação com os compactos com granulometria inferior a 75 μm . Isso sugere que, quanto menor o tamanho das partículas, maior é o empacotamento, gerando a diferença entre as curvas.

A variação dimensional é uma das informações mais importantes para o desenvolvimento do projeto do conjunto matriz-punções, devido aos materiais sinterizados apresentarem variação dimensional podendo ser retração ou expansão em relação as dimensões do compacto verde. Como o pó metálico da liga de titânio Ti-6Al-4V nas condições sinterizadas apresentou retração, é necessário projetar a matriz com as dimensões maiores, para que as dimensões da peça final após sinterizadas saia conforme o esperado.

Figura 38 – Curva da variação dimensional das amostras cilíndricas com granulometria inferior a 75 μm e 90 μm



Fonte: O Autor (2022).

4.5 DIMENSIONAMENTO, PROJETO, SIMULAÇÃO E FABRICAÇÃO DA MATRIZ E PUNÇÕES PARA CONFECÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO

Nos itens a seguir é apresentado as resultantes dos cálculos dimensionais, desenvolvimento do projeto 2D e 3D e simulação de tensão pela análise de elementos finitos, para a fabricação do conjunto matriz-punções com formato do bloco protético.

4.5.1 Dimensionamento do ferramental

Na Tabela 9, são resumidos os resultados da caracterização dos pós e das amostras cilíndricas sinterizadas, que foram utilizados para o dimensionamento do conjunto matriz-punções para a fabricação do bloco protético.

Tabela 9 – Resultados necessários para o dimensionamento do conjunto matriz-punções

Informações Iniciais	Valor	Unidade
Densidade aparente do pó	2,2727	[g/cm ³]
Densidade desejada da peça final	4,4468	[g/cm ³]
Dimensões da peça final	18x14,50x12	[mm]
Percentual de lubrificante	1	[%]
Variação dimensional	- 3,75	[%]

Fonte: O Autor (2022).

Os cálculos dimensionais foram desenvolvidos a partir das equações apresentadas no Item 2.3.1 e as resultantes da Tabela 9. Apresentam-se as variáveis resposta resultantes da aplicação das equações dimensionais na Tabela 10.

Tabela 10 – Resultante das equações do item 2.5.1

Cálculo	Resultante	Unidade	Equação
Peso da peça acabada	13,74	[g]	(1)
Peso da peça verde	13,88	[g]	(2)
Variação dimensional	- 3,75	[%]	(3)
Medida interna da matriz	18,01	[mm]	(4)
Medida interna da matriz	14,51	[mm]	(4)

Grau de enchimento	1,96	[-]	(5)
Altura do enchimento	24,46	[mm]	(6)
Força de compactação	20,96	[t]	(7)

Fonte: O Autor (2022).

Na Tabela 10 observa-se que a altura necessária para o enchimento do pó metálico foi de 24,46 mm, para que a peça compactada tenha 12 mm de altura. A literatura recomenda que cada punção (superior e inferior) deve ficar dentro da matriz no mínimo 20 mm. Assim a altura total mínima da matriz deve ser de 64,46 mm. Em relação às dimensões internas da matriz (formato do bloco protético), devido ao pó metálico da liga de titânio Ti-6Al-4V apresentar retração das peças sinterizadas de 3,75 %, foi necessário projetar o conjunto matriz-punções com dimensões maiores do que a peça final, ou seja, as dimensões internas devem ser de 18,01 mm por 14,51 mm para compensar o efeito da retração.

Visto que a força de compactação calculada foi de 20,96 t, é necessário que o projeto e material do conjunto matriz- punções suportem esta força.

4.5.2 Projeto 2D do conjunto matriz-punções para o bloco protético

Com os resultados da caracterização dos pós, sinterizados, e cálculos dimensionais, foi realizado o projeto 2D do conjunto matriz-punções, conforme mostrado na Figura 39.

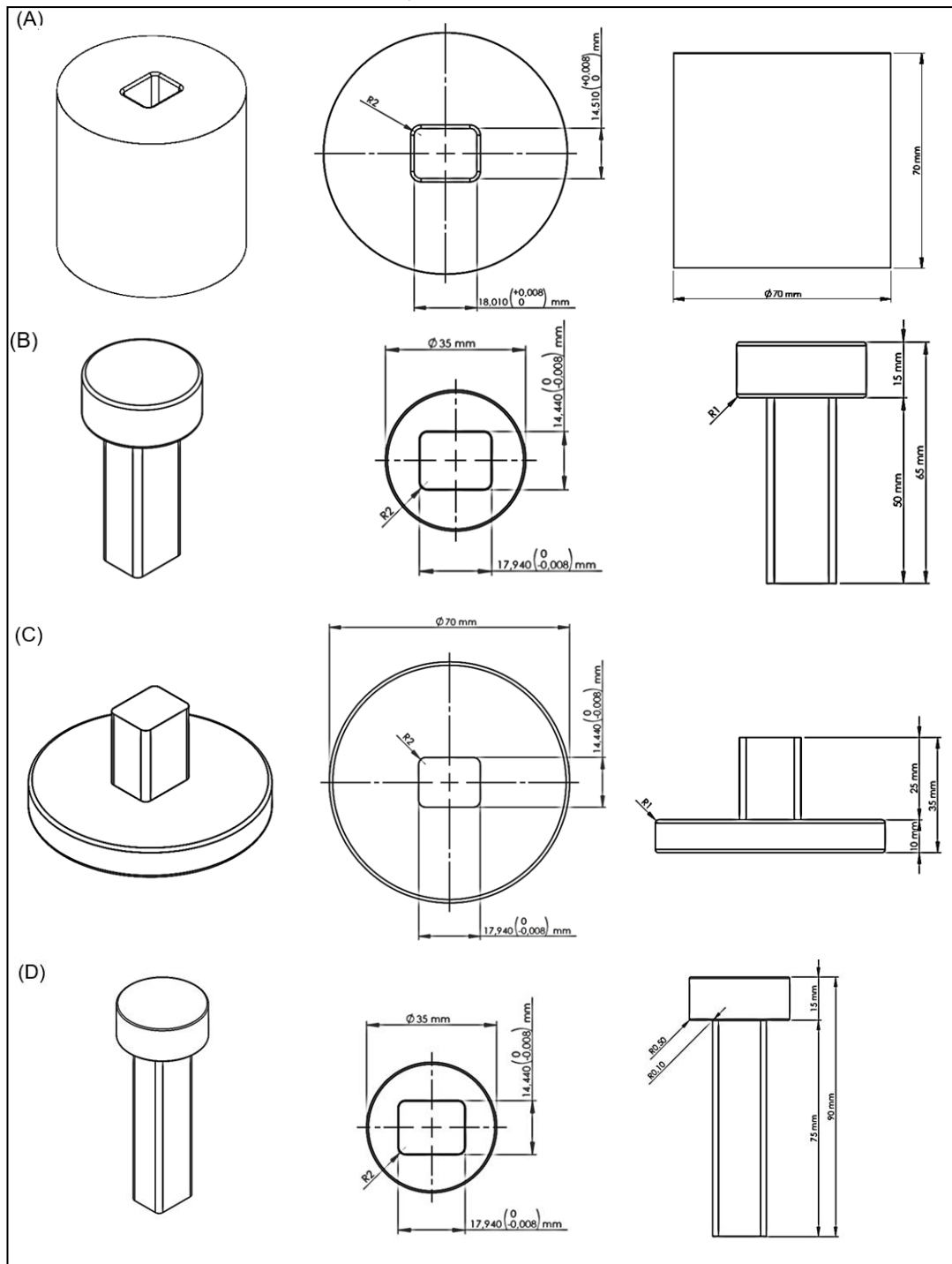
A matriz, apresentada na Figura 39 (A), é composta de uma abertura passante no formato do bloco protético com as dimensões resultantes da Tabela 10, de 18,01 mm de comprimento e 14,51 mm de largura. Nesta etapa seguiu-se as recomendações da literatura, foi adicionado raios de 2 mm em todos os cantos e nas faces da matriz foi adicionado raio de 1 mm, para não gerar trincas ou quebras do compacto verde na etapa compactação e extração. A altura total da matriz foi definida para 70 mm, com base na resultante da altura mínima requerida.

O punção superior, inferior e de extração, mostrados na Figura 39 (B), (C) e (D) respectivamente, teve a haste projetada com o formato do bloco protético, porém com medidas menores, dimensões de 17,94 mm de comprimento e 14,44 mm de

largura, quando comparadas a matriz, isso é devido a necessidade de folga entre a matriz e os punções.

A recomendação da literatura para ferramentas com dimensões de 10 mm a 18 mm são folgas de 0,012 mm a 0,018 mm, porém as folgas podem variar principalmente pelo tipo de pó e pressão de compactação. No processo de compactação os punções se expandem, diminuindo a folga entre matriz e punção (HÖGANÄS A. B, 2013). Em vista disso, a folga arbitrada foi de 0,07 mm entre matriz e punções. As tolerâncias de projeto seguiram as recomendações da norma ABNT NBR 6158 com grau de tolerância padrão IT5.

Figura 39 – Projeto 2D da matriz (A), punção superior (B), punção inferior (C) e punção extrator (D).



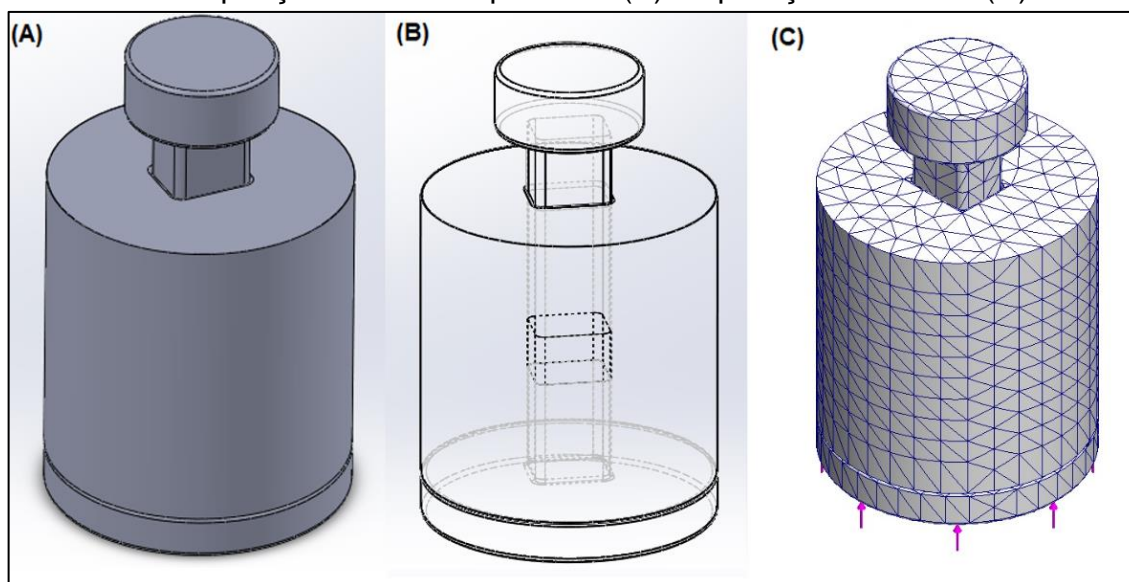
Fonte: O Autor (2022).

4.5.3 Análise por elementos finitos das tensões no conjunto matriz-punções para bloco protético

Para garantir que o conjunto matriz-punção suporte a força de compactação de, aproximadamente, 21 t, foi realizada a análise de tensões por meio do método de elementos finitos com o auxílio do *software SolidWork's Simulation*.

Primeiramente, foi necessário fazer a simulação da montagem do conjunto matriz-punção, para ser possível simular a compactação, conforme apresentado na Figura 40 (A). Foi projetado um bloco protético (sólido) com as propriedades da matéria-prima (Ti-6Al-4V) e incluso na montagem, para determinar as tensões máximas que o conjunto matriz-punções sofre ao compactar o bloco protético, mostrado na Figura 40 (B). Na sequência aplicou-se malha de tamanho médio e determinou-se os pontos de pressão (flechas do punção inferior), como mostrado na Figura 40 (C).

Figura 40 – Montagem conjunto matriz-punções (A), vista do interior do conjunto matriz-punção com bloco protético (B) e aplicação de malha (C)

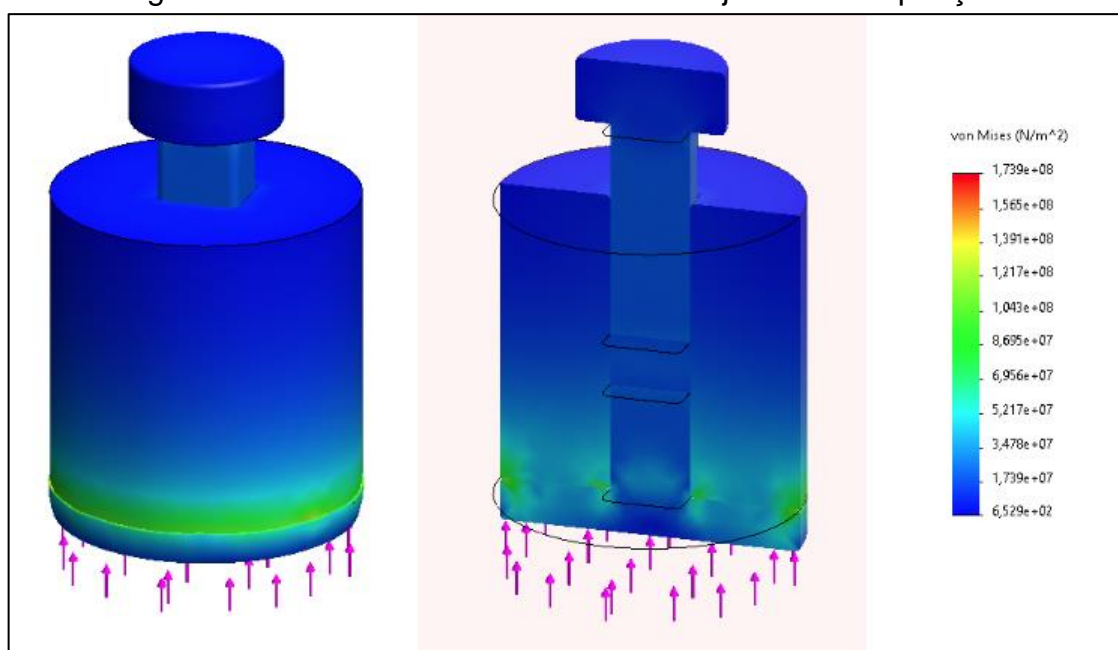


Fonte: O Autor (2022).

A pressão de compactação simulada na análise de elementos finitos foi de 23 t, visto que para a compactação do bloco protético são necessárias, aproximadamente, 21 t, de acordo com os cálculos dimensionais. Na Figura 41 são apresentadas as tensões de Von Mises, em que pode ser observado que a parte

inferior do conjunto sofreu a maior sollicitação, e apresentou regiões com tensões máximas de $1,2 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ (regiões verdes). Como o limite de escoamento para o aço ferramenta AISI D6 selecionado é de $5,1 \times 10^8 \text{ N/m}^2$, a análise de elementos finitos mostra que o conjunto matriz-punções suportará a pressão necessária de compactação para a produção do bloco protético.

Figura 41 – Tensão de Von Misses do conjunto matriz-punções

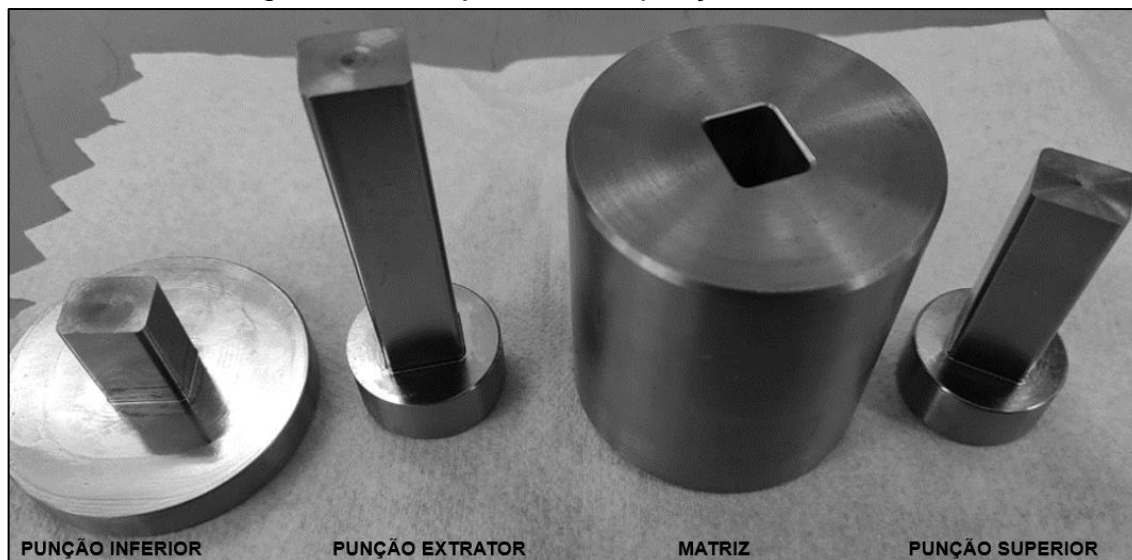


Fonte: O Autor (2022).

Com o projeto e as simulações realizados, deu-se seguimento a manufatura do conjunto matriz-punções, contendo a matriz, punção inferior, punção superior e punção de extração. Apresentado na Figura 42, o conjunto produzido.

No funcionamento do conjunto matriz-punções, pode-se notar que na compactação o conjunto suportou a pressão necessária para a compactação das amostras dos blocos protéticos, não ocorrendo deformações aparentes. Na extração dos punções e da matriz, houve maior resistência de remoção quando comparado com o conjunto matriz-punções cilíndrica. Isto pode ser devido às folgas do conjunto ou à necessidade de uma porcentagem maior de lubrificante.

Figura 42 – Conjunto matriz-punções fabricados



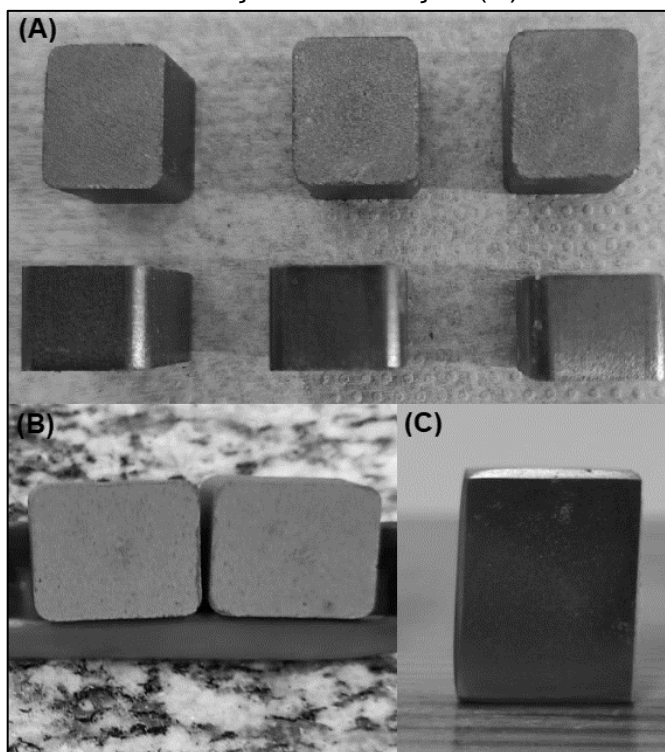
Fonte: O Autor (2022).

4.6 PRODUÇÃO DO BLOCO PROTÉTICO

A compactação dos blocos protéticos utilizando o conjunto matriz-punções e prensa com capacidade de 100 t, ocorreu de forma satisfatória. Os compactos verdes tiveram a geometria desejada, não apresentando trincas e nem esfarelamento.

Após a compactação, realizou-se a sinterização dos blocos protéticos compactos a verde e a remoção da oxidação. Na Figura 43 apresentam-se as amostras dos blocos compactas a verde (A), sinterizadas (B) e após a remoção da oxidação (C).

Figura 43 – Bloco compactado a verde (A), bloco sinterizado (B) e bloco lixado para remoção da oxidação (C)

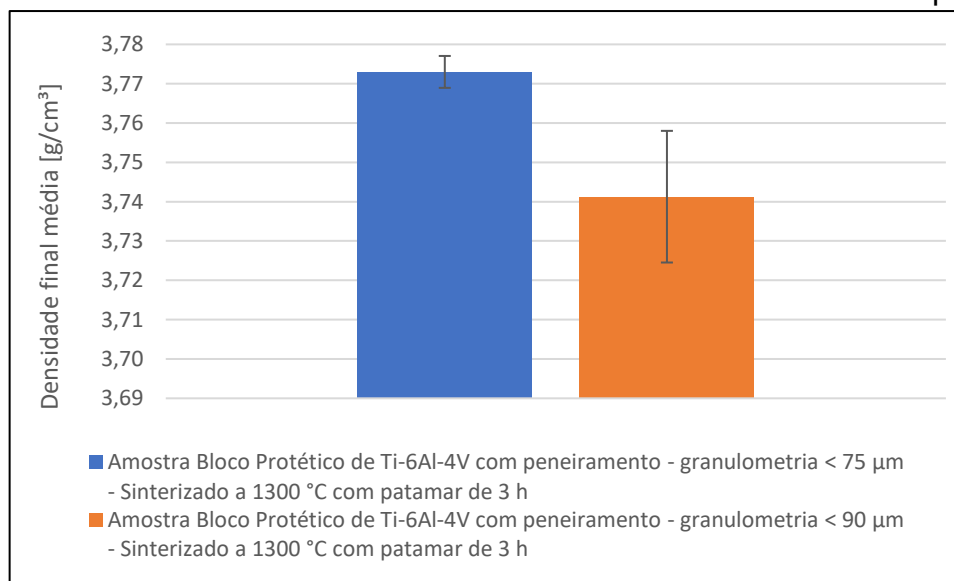


Fonte: O Autor (2022).

4.6.1 Densidade final e variação dimensional do bloco protético

Com a densidade final medida pelo princípio de Archimedes, obteve-se a densidade final média das amostras do bloco protético, para duas granulometrias da liga de titânio Ti-6Al-4V, abaixo de 75 μm e 90 μm . Os valores de densidade média dos blocos sinterizados são apresentados na Figura 44. Para as amostras do bloco protético com granulometria inferior a 90 μm a densidade média final foi de $3,741 \pm 0,017 \text{ g/cm}^3$ o que equivale a, aproximadamente, 85,7 % da densidade real da liga Ti-6Al-4V. Para as amostras com granulometria inferior a 75 μm a densidade média final foi de $3,773 \pm 0,004 \text{ g/cm}^3$, equivalente a, aproximadamente 85 % da densidade real da liga Ti-6Al-4V. Observa-se que a granulometria do pó metálico interferiu na densidade final das peças sinterizadas, que quanto menor a granulometria do pó metálico, maior foi a densidade final dos blocos protéticos.

Figura 44 – Densidade final média das amostras sinterizadas do bloco protético



Fonte: O Autor (2022).

Na Figura 44 ao comparar a densidade final de 3,83 g/cm³ da amostra cilíndrica de referência com granulometria inferior a 90 µm, sinterizada a 1300 °C com patamar de 4 horas (item 4.3, Figura 37), com a densidade média final de 3,74 ± 0,01 g/cm³ das amostras do bloco protético de mesma granulometria e sinterizada a 1300 °C com patamar de 3 horas, pode-se notar que as amostras do bloco protético tiveram menor densidade.

Na Tabela 11, apresenta-se a variação dimensional média das amostras dos blocos protéticos com granulometrias inferiores a 75 µm e 90 µm. No projeto e construção do conjunto matriz-punção para a fabricação dos blocos protéticos foi considerado a retração dimensional de 3,75 %, obtida com as amostras cilíndricas de referência (Figura 38), com o intuito de que as amostras finais tivessem as dimensões de 18 mm comprimento, 14,5 mm de largura e 12 mm de altura. Contudo pode-se observar na Tabela 11 que houve variação dimensional além do esperado, a variação dimensional foi de retração, e a porcentagem média de retração dos blocos protéticos foi de, aproximadamente, 5,43 ± 0,13 % para as amostras com granulometria inferior a 75 µm, e de 4,63 ± 0,13 % para granulometria inferior a 90 µm.

Essas diferenças podem estar relacionadas com a homogeneidade da peça produzida pelo tipo de compactação utilizado nas amostras. A prensagem de dupla ação tem dois punções que exercem força de compressão simultaneamente,

induzindo uma compactação das partículas mais uniforme, enquanto a prensagem de ação simples tem apenas um punção exercendo força de compressão, tendo menos uniformidade entre as partículas (LEMOISSON; FROYEN, 2005). As amostras dos blocos protéticos foram compactadas com prensagem uniaxial de ação simples e as amostras cilíndricas foram compactadas por prensagem uniaxial de ação simples com matriz flutuante, que segundo a literatura tem semelhança com a compactação de dupla ação. Além de possuírem geometria e espessuras diferentes, as amostras dos blocos protéticos têm dimensões de 18 mm comprimento, 14,5 mm de largura e 12 mm de espessura e as amostras cilíndricas tem dimensões de diâmetro de 12 mm e 6 mm altura. Devido as dimensões das amostras cilíndricas serem menor do que as mostras dos blocos, isso favorece a uniformidade da compactação, pois a força de compactação tem melhor distribuição quando comparadas as amostras dos blocos, gerando uma melhor densidade homogenia.

A qualidade das peças produzidas com pós granulares pela compressão e sinterização dependem da densidade homogenia que ocorre na prensagem. Peças com densidade não homogenias acarretam na distorção durante a sinterização, incapazes de manter as dimensões (REED; RUNK, 1976).

Tabela 11 – Variação dimensional média das amostras do bloco protético

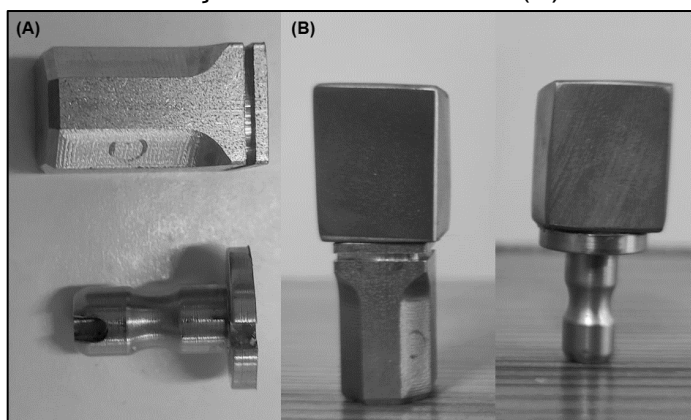
Bloco Protético com granulometria < 75 µm	
Dimensões médias após a sinterização [mm]	Variação dimensional média [%]
17,10 ± 0,02	- 5,37 ± 0,12
13,76 ± 0,02	- 5,43 ± 0,13
11,60 ± 0,02	- 3,31 ± 0,11
Bloco Protético com granulometria < 90 µm	
Dimensões médias após a sinterização [mm]	Variação dimensional média [%]
17,24 ± 0,02	- 4,47 ± 0,10
13,86 ± 0,02	- 4,63 ± 0,13
11,76 ± 0,03	- 1,94 ± 0,21

Fonte: O Autor (2022).

4.6.2 Fixação do bloco protético na haste de encaixe da fresadora odontológica

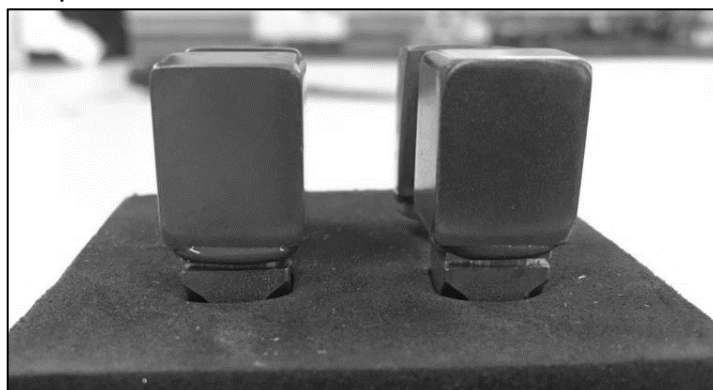
Para a fixação do bloco protético na haste de encaixe da fresadora odontológica, foram utilizadas as hastes fornecidas pelo laboratório protético Dgtalls – Laboratório Digital, mostrado na Figura 45. As amostras dos blocos protéticos foram coladas nas hastes com adesivo epóxi para metais. O tempo total de cura foi de 24 h, conforme a recomendação do fabricante do adesivo Epoxi Titânio da marca Wurth. Veja na Figura 46.

Figura 45 – Haste para o suporte da fresadora odontológica (A), simulação da fixação do bloco na haste (B)



Fonte: O Autor (2022).

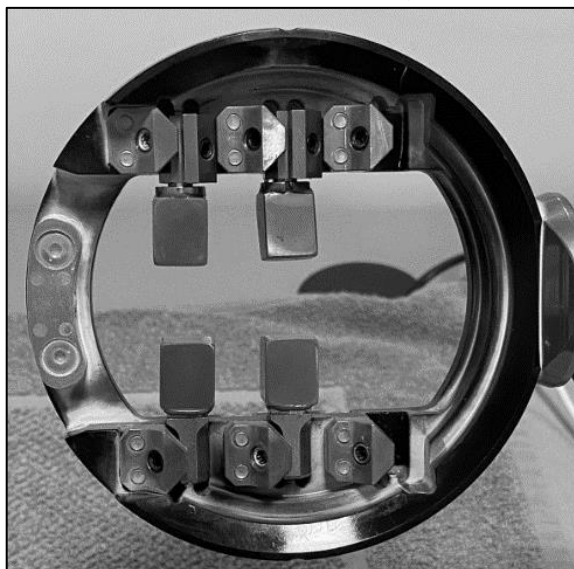
Figura 46 – Blocos protéticos fixos na haste de encaixe da fresadora odontológica



Fonte: O Autor (2022).

Após a cura da fixação dos blocos protéticos na haste de encaixe, as amostras foram encaminhadas para a Dgtalls – Laboratório Digital, onde foi acoplado este conjunto no mandril da fresadora odontológica, mostrado na Figura 47.

Figura 47 – Acoplamento do conjunto bloco protético e haste de encaixe na fresadora odontológica



Fonte: Dgtalls - Laboratório Digital (2022).

4.7 CARACTERIZAÇÃO DAS AMOSTRAS CILÍNDRICAS E BLOCO PROTÉTICO SINTERIZADOS

A caracterização das amostras cilíndricas e das amostras do bloco protético foi realizada pela análise da microestrutura, dureza e resistência à compressão, mostradas nos itens seguintes.

4.7.1 Análise microestrutural das amostras cilíndricas e bloco protético

Para a análise da microestrutura, foram selecionadas amostras cilíndricas, compactadas nas pressões de 700 MPa e 800 MPa, sinterizadas na temperatura de 1300 °C com patamar de 4 h, duas amostras com granulometria de partícula inferior a 90 μm e duas amostras com granulometria de partícula inferior a 63 μm .

Para a análise da microestrutura dos blocos protéticos sinterizados na temperatura de 1300 °C com patamar de 3 h foram selecionadas duas amostras, com granulometria inferior a 90 μm e a 75 μm .

A microestrutura das amostras cilíndricas com ampliação de 100x, é mostrada na Figura 48. As características apresentadas pelas amostras cilíndricas e blocos protéticos sinterizados tem grande similaridade com o estudo da Figura 13, observa-

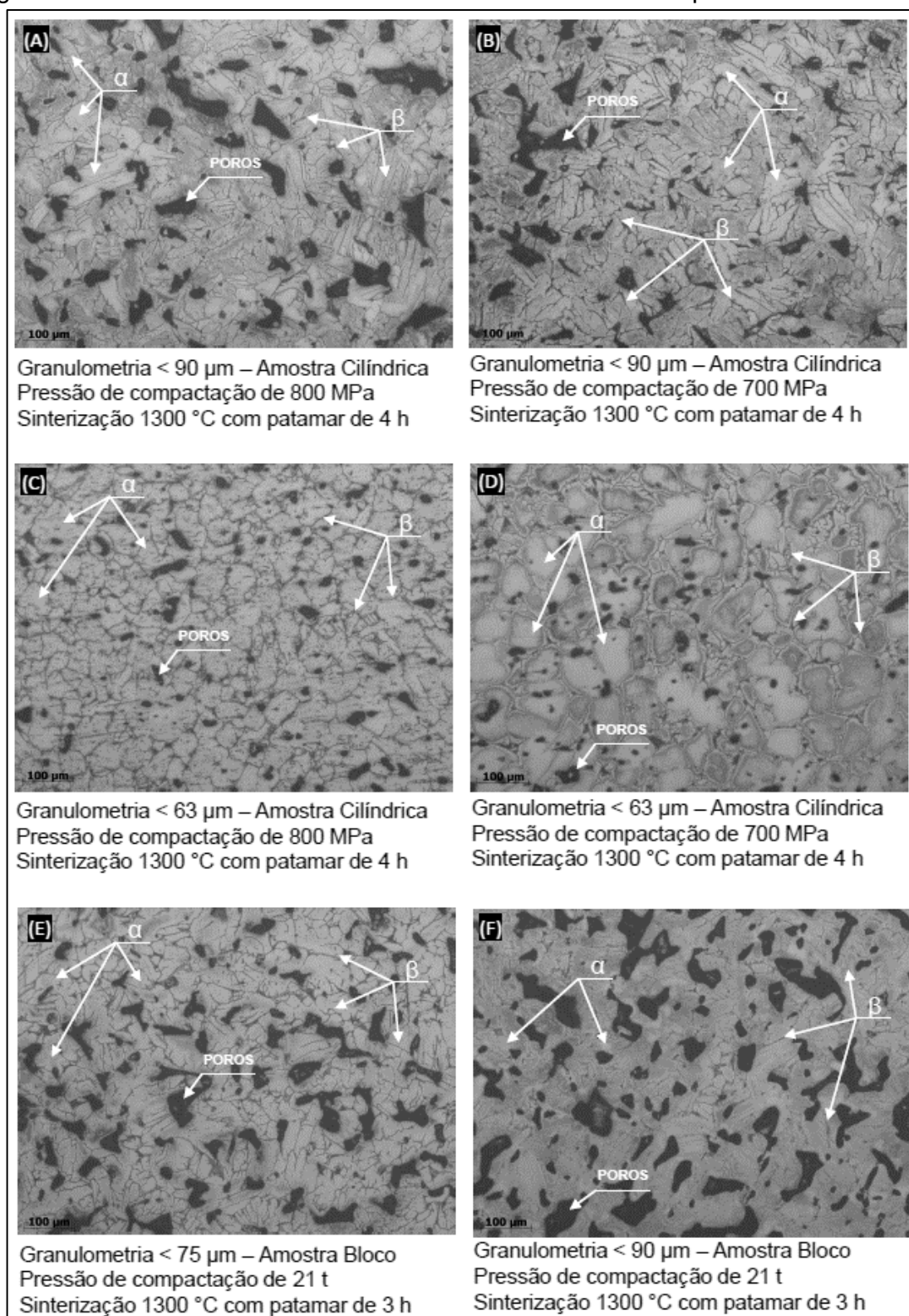
se os contornos dos grãos, a formação das fases Ti- α e Ti- β e os poros típicos da sinterização.

Nota-se na Figura 48 (C) que com o aumento da pressão de compactação, de 700 MPa para 800 MPa, e a diminuição do tamanho de partícula do pó, de 90 μm para 63 μm , ocorreu a diminuição da porosidade. Além disso a microestrutura do material com tamanho de partícula menor que 63 μm compactado a 800 MPa e sinterizado a 1300 °C por 4h, assemelhou-se mais com a do disco de titânio laminado, apresentada na Figura 50. Pode ser observado na Figura 48 (E) e (F), as amostras do bloco protético compactadas a pressão de 21 t, o que é equivalente a 800 MPa para as amostras cilíndricas, e sinterizadas a 1300 °C por 3 h. Nota-se que a amostra com granulometria inferior a 75 μm apresenta menores tamanhos de grão e menor porosidade, ao comparar com a amostra com granulometria inferior a 90 μm , novamente pode ser observado que a granulometria do pó irregular tem influência na porosidade e densificação do produto final.

Na Figura 49, apresentam-se as imagens de microscopia óptica com ampliação de 50x, em que se observa a porosidade (áreas pretas) das amostras cilíndricas e blocos protéticos sinterizados. A análise visual dos poros, apresentada na Figura 49, indicou que houve um aumento da densificação com o aumento da pressão de compactação e com a diminuição do tamanho da partícula do pó irregular da liga de Ti-6Al-4V. Pode ser analisado na Figura 49 (C) em comparação da Figura 49 (D), amostras cilíndricas compactadas a 800 MPa e sinterizadas a 1300 °C por 4 h, que com a diminuição da granulometria de 90 μm para 63 μm , houve diminuição e mudança da morfologia da porosidade. Nas amostras de 63 μm os poros são menores, com formato mais esféricos e com maior espaçamento entre si. Nas amostras de 90 μm , os poros são maiores, com forma irregular e interconectados. Segundo Leite, Sandin e Cintho (2011) a modificação da morfologia dos poros pode estar associada com o tamanho de partícula dos pós metálicos.

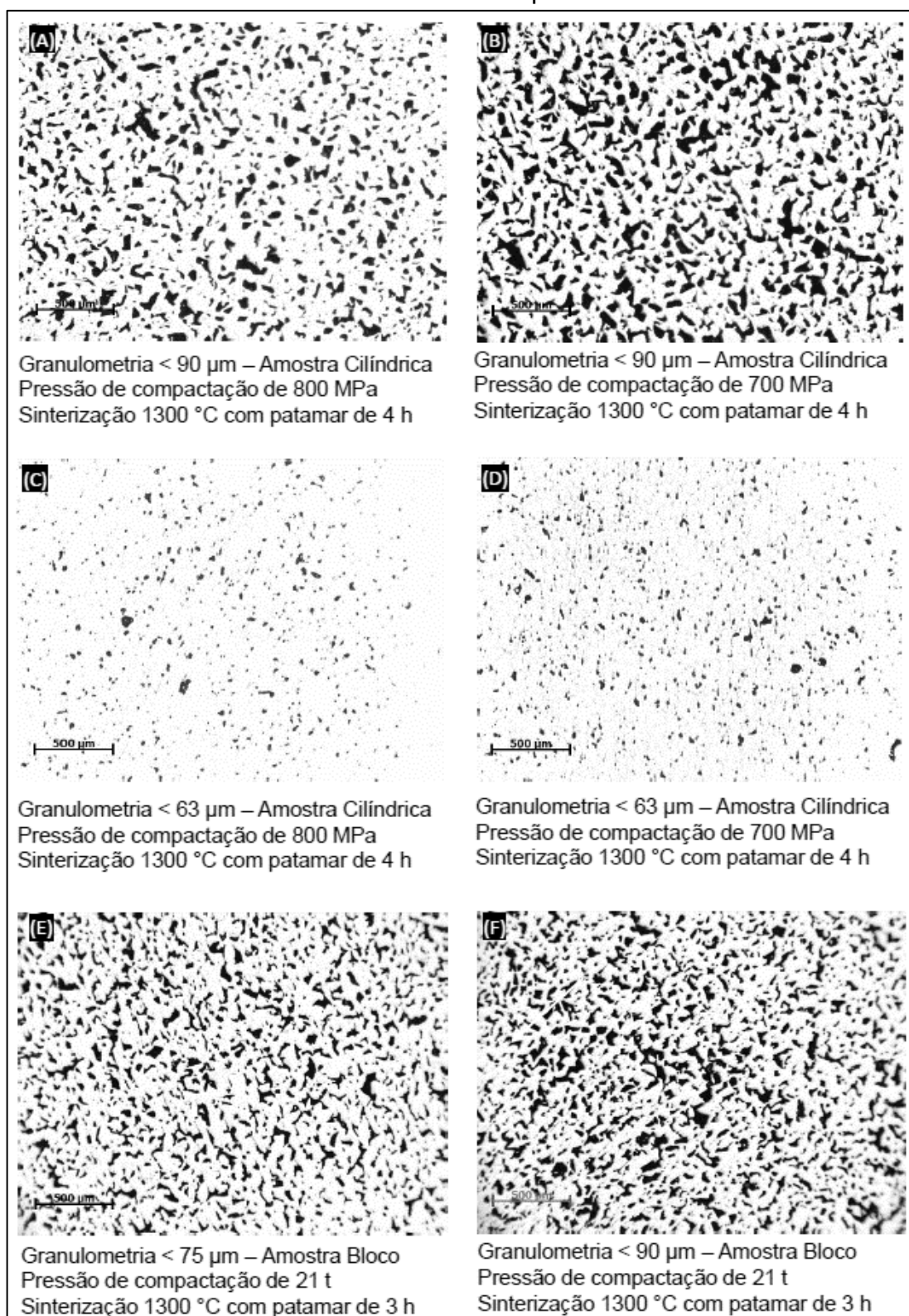
Ao comparar a Figura 49 (A), amostra cilíndrica com granulometria inferior a 90 μm compactada a 800 MPa e sinterizada a 1300 °C por 4 h, com a Figura 49 (F) amostra do bloco protético com granulometria inferior a 90 μm , compactação equivalente a 800 MPa para amostra cilíndrica, e sinterizada a 1300 °C por 3 h, pode-se notar que a amostra do bloco apresentou mais porosidade. Isso pode ser associado com a uniformidade da compactação conforme mencionado no item 4.6.1.

Figura 48 – Microestrutura das amostras cilíndricas e blocos protéticos sinterizados



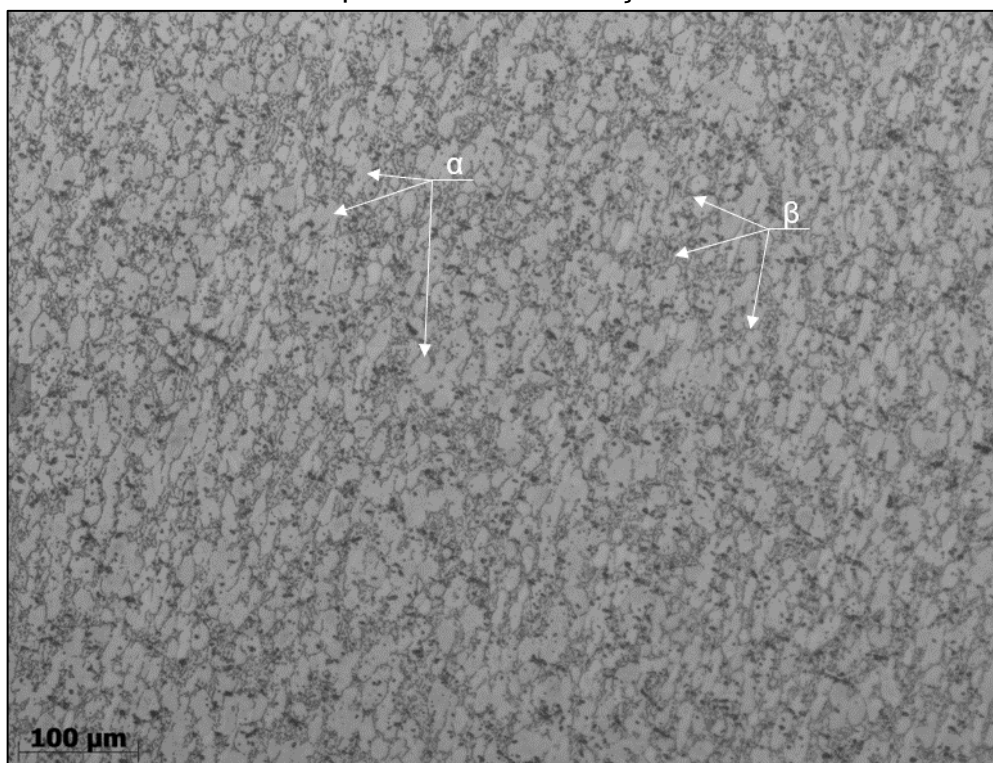
Fonte: O Autor (2022).

Figura 49 – Imagem de microscopia óptica (sem ataque químico) dos poros das amostras cilíndricas e dos blocos protéticos sinterizados



Fonte: O Autor (2022).

Figura 50 – Microestrutura do disco da liga de titânio Ti-6Al-4V fabricado pelo processo de laminação

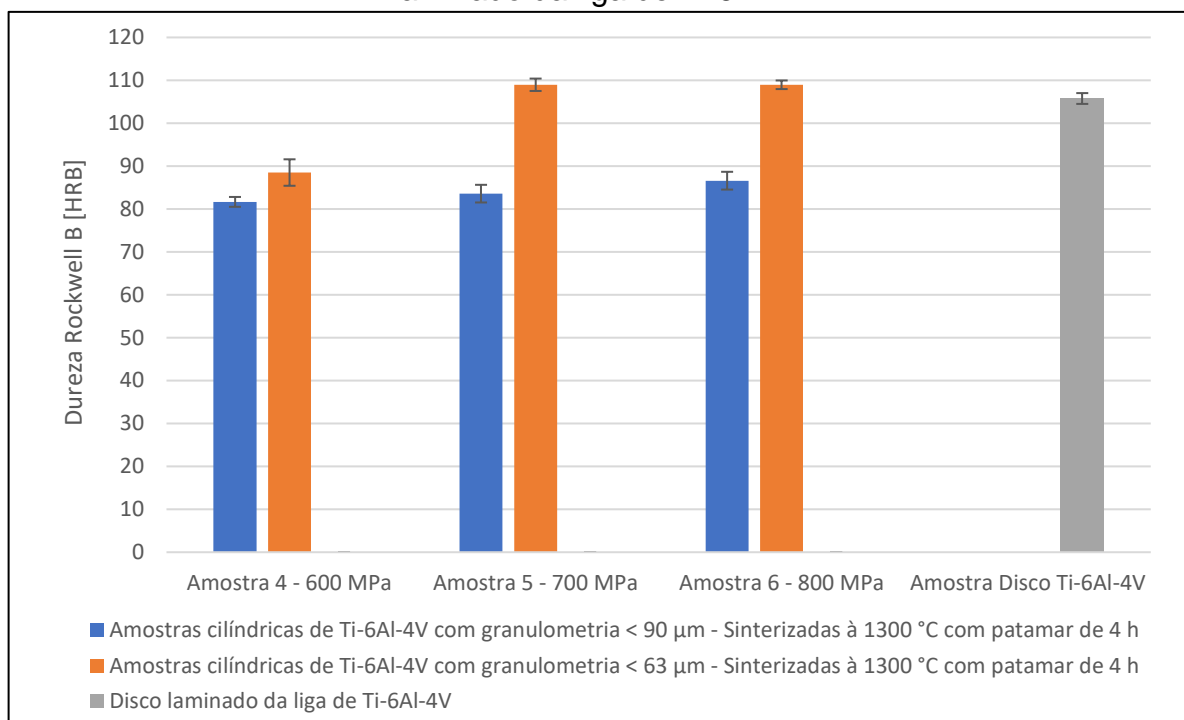


Fonte: O Autor (2022).

4.7.2 Análise de dureza das amostras cilíndricas e blocos protéticos

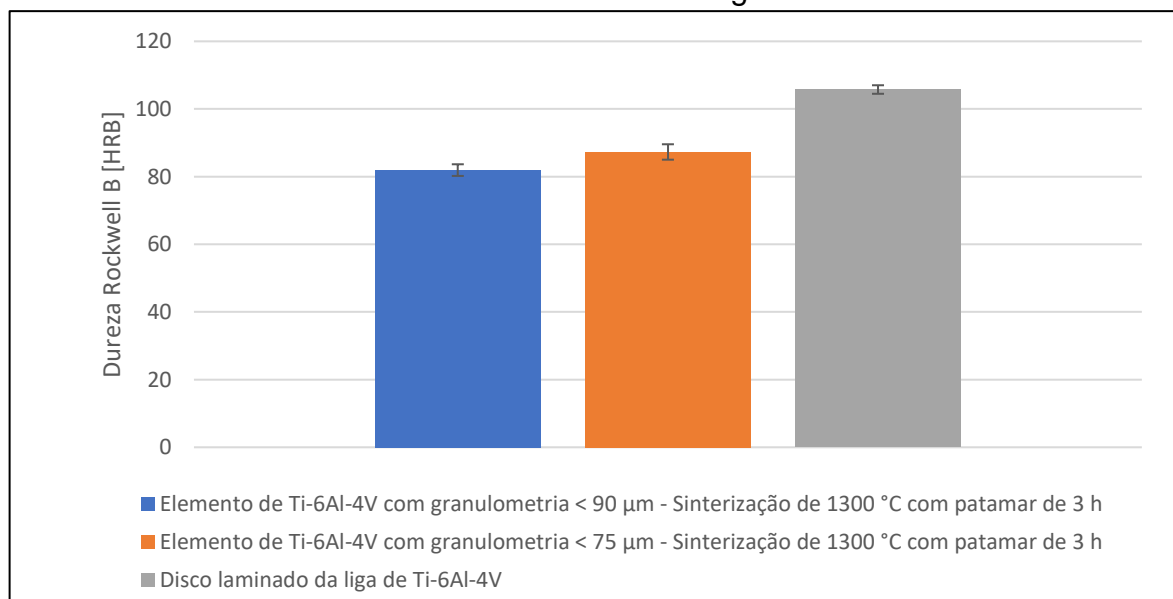
Para o ensaio de dureza, utilizou-se as mesmas amostras da análise microestrutural. Na Figura 51 e na Figura 52, apresentam-se os valores de dureza de Rockell B das amostras cilíndricas e dos blocos protéticos sinterizados, respectivamente.

Figura 51 – Dureza Rockwell B (HRB) das amostras cilíndricas sinterizadas e disco laminado da liga de Ti-6Al-4V



Fonte: O Autor (2022).

Figura 52 – Dureza Rockwell B (HRB) das amostras dos blocos protéticos sinterizados e disco laminado da liga de Ti-6Al-4V



Fonte: O Autor (2022).

Observa-se que com a redução do tamanho de partícula, a dureza do material aumentou. Ao comparar a dureza das amostras cilíndricas com a das amostras do bloco protético com granulometria inferior a 90 μm e máxima pressão de compactação (800 MPa), é possível observar que houve uma pequena redução da dureza das amostras do bloco. As amostras cilíndricas apresentaram dureza média de $86,6 \pm 2,0$ HRB enquanto as amostras dos blocos protéticos apresentaram dureza média de $81,9 \pm 1,7$ HRB, essa diferença pode ser associada a uniformidade da compactação, que afeta a densidade homogeneia e a porosidade, conforme mencionado anteriormente nos itens 4.6.1 e 4.7.1.

Com propósito de comparar a dureza das amostras compactadas e sinterizadas com a dureza dos discos laminados, a dureza do disco laminado foi medida nas mesmas condições que as das amostras sinterizadas. A média de dureza da amostra do disco laminado foi de $105,7 \pm 2,0$ HRB. A dureza das amostras cilíndricas com granulometria do pó inferior a 63 μm e compactadas a 700 MPa e 800 MPa atingiu valores médios de $108,96 \pm 1,4$ HRB e $108,96 \pm 1,0$ HRB, que quando comparadas com o disco laminado a dureza das amostras sinterizadas apresentou valor maior o que mostra que os parâmetros e seleção deste tamanho de partícula é o mais adequado para a fabricação das peças.

4.7.3 Resistência à compressão das amostras cilíndricas

Com o ensaio de compressão das amostras cilíndricas sinterizadas, foi possível obter os resultados de tensão máxima (MPa) e força máxima (kN), os quais são apresentados na Tabela 12.

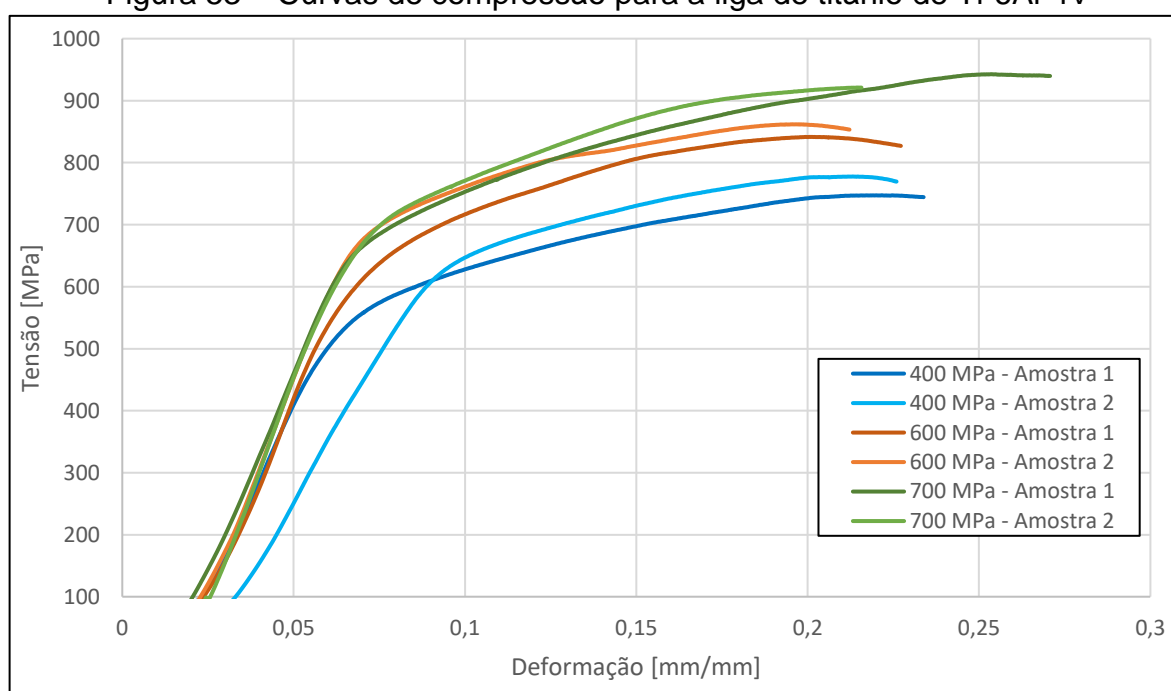
As curvas de compressão para cada pressão de compactação das amostras cilíndricas, são apresentadas na Figura 53. Observa-se que conforme aumentou a pressão de compactação, houve aumento da força máxima (MPa) de compressão das amostras da liga de titânio de Ti-6Al-4V.

Tabela 12 – Resultados do ensaio de compressão

Amostras	Tensão Máxima [MPa]	Força Máxima [kN]	Limite de escoamento [MPa]
Amostra 1 – 400 MPa	747,39	72,45	484,01
Amostra 2 – 400 MPa	777,71	75,12	516,99
Amostra 1 – 600 MPa	841,61	81,00	539,53
Amostra 2 – 600 MPa	861,93	82,36	630,69
Amostra 1 – 700 MPa	921,25	88,19	583,36
Amostra 2 – 700 MPa	942,78	90,74	636,10

Fonte: O Autor (2022).

Figura 53 – Curvas de compressão para a liga de titânio de Ti-6Al-4V



Fonte: O Autor (2022).

Na pesquisa de Phuong *et al.*, (2019), utilizou-se amostras compactadas por prensagem isostática e sinterizadas da liga Ti-6Al-4V com granulometria médias de 45 μm para realizar o ensaio de compressão. No estudo do autor, o limite de escoamento obtido foi de aproximadamente 1070 MPa.

Neste trabalho utilizou-se amostras cilíndricas de liga Ti-6Al-4V com granulometria inferior de 75 μm com prensagem uniaxial de simples ação com matriz flutuante, no ensaio de compressão dessas amostras, o maior valor de limite de escoamento obtido foi de 636,10 MPa da amostra 2 compactada a 700 MPa. Devido a diferença da granulometria e o tipo de compactação, as quais tem influência na densidade final, conforme visto anteriormente, é esperado que o limite de escoamento para estas amostras seja menor que o valor de 1070 MPa da pesquisa de Phuong *et al.*, (2019).

5 CONCLUSÕES

Este estudo teve como principal interesse analisar a viabilidade de fabricação de um bloco protético pelo processo da metalurgia do pó, o qual foi produzido utilizando um conjunto matriz-punções projetado e fabricado para esta finalidade. A partir da análise e discussão dos resultados obtidos neste trabalho, foi possível chegar às seguintes conclusões.

Os blocos protéticos compactados a partir do conjunto matriz-punção projetado e fabricado têm a geometria desejada, com ausência de trincas e de esfarelamento. Contudo, há uma variação dimensional além do esperado de, aproximadamente, 5 % de retração, devido à compactação do bloco protético ter sido uniaxial de ação simples e a das amostras cilíndricas de referência, uniaxial de ação simples com matriz flutuante, além da diferença das geometrias e espessuras entre as amostras. Os blocos protéticos apresentam menor dimensões que a desejada, de 18 mm de comprimento para $17,10 \pm 0,02$ mm e de 14,5 mm de largura para $13,76 \pm 0,02$ mm, o que confirma que o tipo de compactação, a geometria e a espessura das peças influenciam na variação dimensional.

O aço-ferramenta para trabalho a frio AISI D6 é a matéria-prima adequada para a produção do conjunto matriz-punção de compactação. De acordo com a análise por elementos finitos, a aplicação de 23 t de pressão, resulta em um escoamento do conjunto matriz-punções de $1,2 \times 10^8$ N/m², valor que não supera o limite de escoamento do material de $5,1 \times 10^8$ N/m² e que suporta a carga necessária de 21 t para a produção do bloco protético. Ainda, de acordo com a análise por elementos finitos, a região com maior solicitação mecânica é o punção inferior, onde foi aplicada a pressão de compactação.

Na curva de compressibilidade, a maior densidade a verde é de $3,44 \pm 0,03$ g/cm³, para a pressão de 800 MPa. Verifica-se que quanto maior a pressão de compactação, maior é a densidade do compacto verde.

Verifica-se que a temperatura e o tempo de sinterização influenciam a densidade final dos materiais sinterizados. A maior densificação das amostras cilíndricas de referência é obtida utilizando uma atmosfera a vácuo e uma temperatura de sinterização de 1300 °C com patamar de 4 h.

Além das maiores pressões de compactação, menores tamanhos de partículas do pó de Ti-6Al-4V aumentam a densidade final e diminuem a porosidade das amostras sinterizadas. Amostras cilíndricas sinterizadas da liga Ti-6Al-4V apresentam maior densidade final, de $4,27 \text{ g/cm}^3$, para tamanhos de partículas inferiores a $63 \text{ }\mu\text{m}$, o que representa $96,17 \%$ da densidade real do Ti-6Al-4V. Os blocos protéticos compactados no conjunto matriz-punções com 21 t e sinterizados a $1300 \text{ }^\circ\text{C}$ com patamar de 3 h apresentam densidade média final de $3,741 \pm 0,017 \text{ g/cm}^3$, para tamanho de partículas inferiores a $90 \text{ }\mu\text{m}$, e de $3,773 \pm 0,004 \text{ g/cm}^3$, para tamanho de partículas inferiores a $75 \text{ }\mu\text{m}$, equivalentes a $84,25 \%$ e $84,97 \%$, respectivamente, da densidade real da liga de Ti-6Al-4V.

As amostras cilíndricas de Ti6Al4V produzidas nas melhores condições de processamento por metalurgia do pó, ou seja, a partir de pós com tamanho de partícula inferior a $63 \text{ }\mu\text{m}$, compactadas a 800 MPa e sinterizadas a $1300 \text{ }^\circ\text{C}$ por 4 h , têm uma dureza superior à do produto comercial laminado, $108,96 \pm 1,0 \text{ HRB}$ para $105,7 \pm 2,0 \text{ HRB}$. Nessas mesmas condições de processamento por metalurgia do pó podem ser produzidos os blocos protéticos.

O limite de escoamento por compressão das amostras sinterizadas aumenta conforme aumenta a pressão de compactação. As amostras sinterizadas com tamanho de partícula inferior a $75 \text{ }\mu\text{m}$ e compactadas a 700 MPa têm um limite de escoamento máximo de $636,10 \text{ MPa}$.

Com este estudo foi possível compreender que o ferramental para a produção de peças por metalurgia do pó está diretamente ligado às características de cada pó metálico. Verifica-se que o tamanho de partícula, o tipo de compactação e os parâmetros de sinterização têm influência direta nas características do produto final. Dessa forma, conclui-se que com a metalurgia do pó é possível produzir sinterizados da liga de titânio Ti-6Al-4V para a indústria protética com microestrutura e propriedades mecânicas similares às dos discos laminados.

6 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

- a) analisar a influência de diferentes atmosferas do forno de sinterização para liga Ti-6Al-4V;
- b) analisar o efeito da moagem das partículas esféricas da liga de titânio Ti-6Al-4V, nos processos de compactação e sinterização;
- c) analisar a compatibilidade entre o pilar usinado em disco laminado com o usinado em bloco sinterizado;
- d) analisar a durabilidade das fresas de usinagem entre a usinagem do disco laminado e a do bloco sinterizado.
- e) analisar o desgaste do conjunto matriz-punções
- f) analisar custos para fabricação do bloco protético por metalurgia do pó
- g) quantificar a porosidade das amostras sinterizadas mediante a análise de imagens e avaliar a sua influência na densidade, resistência à compressão e dureza medidas.

REFERÊNCIAS

- ANGELO, P. C.; SUBRAMANIAN, R. **Powder Metallurgy: science, technology and applications**. New Delhi, India: PHI Learning Pvt Ltd., 2008. *E-book*. Disponível em: https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=7cmb7BgZtvIC&oi=fnd&pg=PR9&dq=POWDER+METALLURGY&ots=G9AMQ_XE5k&sig=C5HRj_8gVDF2h5hod-aSM2BINDk#v=onepage&q&f=false. Acesso em: 6 maio 2022.
- ARMENTANI, E; MATTERA A.; SEPE R.; ESPOSITO L.; NACLERIO F.; BOCCHINI G. F. Dies for pressing metal powders to form helical gears. **Procedia Structural Integrity**, [s. l.], v. 12, p. 457–470, 2018.
- ASTM. NORMA ABNT NBR 6158: Sistema de tolerâncias e ajustes. [s. l.], 1995.
- ASTM. NORMA ASTM B331-16: Standard Test Method for Compressibility of Metal Powders in Uniaxial Compaction 1. [s. l.], 2016.
- ASTM. NORMA ASTM B527-22: Standard Test Method for Tap Density of Metal Powders and Compounds. [s. l.], 2022.
- ASTM. NORMA ASTM B925: Standard Practices for Production and Preparation of Powder Metallurgy (P/M) Test Specimens. [s. l.], 2003.
- ASTM. NORMA ASTM B962: Standard Test Methods for Density of Compacted or Sintered Powder Metallurgy (PM) Products Using Archimedes' Principle. [s. l.], 2009.
- ASTM. Norma ASTM E 407: Standard Practice for Microetching Metals and Alloys. [S. l.: s. n.], 2015.
- ASTM. NORMA ASTM E9-19: Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature. [s. l.], 2019.
- ASTM. Norma ASTM F136 Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminium-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications. West Conshohocken: [s. n.], 2015.
- AZEVÊDO, H. **Metalurgia do pó aplicada na fabricação de ferramentas de corte: efeito da adição de WC e Co na sinterização e propriedades mecânicas da alumina**. Lagoa Nova: EDUFERN, 2018.
- AZEVEDO J. S.; AZEVEDO M. S.; OLIVEIRA L. J. C.; CORREA M. B.; DEMARCO F. F. Uso e necessidade de prótese dentária em idosos brasileiros segundo a Pesquisa Nacional de Saúde Bucal (SBBrazil 2010): prevalências e fatores associados. **Cadernos de Saúde Pública**, [s. l.], v. 33, n. 8, 2017. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/csp/a/f8HmsPrdsKttnPhSH35Svtr/?lang=pt>. Acesso em: 26 mar. 2022.

BAI, Y.; WAGNER, G.; WILLIAMS, C. B. Effect of Particle Size Distribution on Powder Packing and Sintering in Binder Jetting Additive Manufacturing of Metals. **Journal of Manufacturing Science and Engineering**, [s. l.], v. 139, n. 8, 2017.

BEISS, P.; BEHRENS V.; COMMANDEUR B.; DUNKLEY J.; HARANDA H.; HORIISHI N.; HUMMERT K.; JANSO P.; KIENTOPF G.; LUPTON D.; MAIS B.; MÜLLER H.; MÜLLER R.; MURASE T.; MURASE T.; NAGEL H.; NEUMANN P.; RUTHARDT R.; SCHNEIDER L.; SPIEGELHAUER C.; TAKARAGI S.; WARLIMONT, H.; WEISE W. **Advanced Materials and Technologies: Powder Metallurgy Data**. 2. ed. [S. l.]: Springer, 2003-. ISSN 1619-4802.v. 2

BRAGA, N. A; FERREIRA, N. G; CAIRO, C. A. A. Obtenção de titânio metálico com porosidade controlada por metalurgia do pó. **Química Nova**, [s. l.], v. 30, n. 2, p. 450–457, 2007. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/qn/a/wJbbGkL9fcQnnwcN3QqrLMf/?lang=pt>. Acesso em: 9 ago. 2022.

BRUNETTE, D. M.; TENGVALL P.; TEXTOR M.; THOMSEN P. **Titanium in Medicine: mterial science, surface science, engineering, biological responses and medical applications**. Berlin: Springer, 2001. *E-book*. Disponível em: https://www.academia.edu/35029184/Titanium_in_Medicine. Acesso em: 6 maio 2022.

CARDOSO, A.C. **O passo-a-passo da prótese sobre implante: da 2ª etapa da cirurgia à reabilitação final**. 2. ed. [S. l.: s. n.], 2012. *E-book*. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/reader/books/978-85-412-0065-3/pageid/4>. Acesso em: 31 jul. 2022.

CHIAVERINI, V. **Metalurgia do Pó: técnica e produtos**. 3. ed. [S. l.: s. n.], 1992.

CORDEIRO, J. M.; BARÃO, V. A. R. Is there scientific evidence favoring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants?. **Materials Science and Engineering: C**, [s. l.], v. 71, p. 1201–1215, 2017.

DAS, A.; GUPTA M. K.; DAS S. R.; PANDA A.; PATEL S. K.; PADHAN, S. Hard turning of AISI D6 steel with recently developed HSN2-TiAlxN and conventional TiCN coated carbide tools: comparative machinability investigation and sustainability assessment. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, [s. l.], v. 44, n. 4, p. 138, 2022.

DONACHIE, Matthew J. **Titanium: A Technical Guide**. 2. ed. [S. l.]: ASM International, 2000.

ESPINOZA, F.; RODRIGUES W.; PFINGSTAG M.; SOUZA A.; SCHAEFFER L. Obtenção de peças sinterizadas de titânio aplicadas na área médica. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, [s. l.], v. 6, n. 2, p. 104–111, 2010. Disponível em: <http://www.cbcm-metalforming.com/publicacoes/2010/161.pdf>. Acesso em: 14 jul. 2022.

ESPINOZA, M. M; MILKE, Ed. C; MALLQUI, F. R. Fabricação de Implantes Ortodônticos Moldagem de Pós por Injeção. **Revista Del Intituto de Investigación FIGMMG**, [s. l.], p. 76–80, 2005. Disponível em: https://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtualdata/publicaciones/geologia/vol8_n16/a11.pdf. Acesso em: 26 mar. 2022.

FREITAS, R.; PINTO L. R.; ALMEIDA JÚNIOR A. A.; MARTINS L. M.; OLIVEIRA J. L. G.; SENES A. M. Alternativa de design para próteses do tipo Protocolo: relato de caso. **Innovations Implant Journal. Biomaterials and Esthetics**, [s. l.], v. 4, n. 1, p. 75–80, 2009.

GARCIA, A.; SPIM, J. A.; SANTOS, C. A. **Ensaio dos materiais**. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2012.

GERMANN, R.M.; BOSE, A. **Binder and Polymer Assisted Powder Processing**. [S. l.: s. n.], 2020.

GROOVER, M. P. **Fundamentals of Modern Manufacturing: Materials, Preocesses and Systems**. 4. ed. [S. l.: s. n.], 2010. *E-book*. Disponível em: <https://www.fcusd.org/cms/lib/CA01001934/Centricity/Domain/4529/Fundamentals%20of%20Modern%20Manufacturing%20Materials%20%20Processes%20and%20Sys tems%20%204th%20Edition.pdf>. Acesso em: 10 maio 2022.

HIBBELER R. C. **Resistência dos materiais**. 7. ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2009.

HÖGANÄS, A.B. **Höganäs handbook for sintered components**. [S. l.: s. n.], 2015.

HÖGANÄS. **Metallography Höganäs Handbook for Sintered Components**. [S. l.]: Höganäs AB, 2015. *E-book*. Disponível em: https://www.hoganas.com/globalassets/download-media/sharepoint/handbooks---all-documents/metallography_may_2015_0886hog_interactive.pdf.

HÖGANÄS A. B. **Production of sintered components**. [S. l.: s. n.], 2013. *E-book*. Disponível em: https://www.hoganas.com/globalassets/download-media/sharepoint/handbooks---all-documents/handbook-2_production_of_sintered_components_december_2013_0675hog_interactive.pdf. Acesso em: 14 jun. 2022.

HOMAYOUN, H.; SHAHBAZ, M.; EBRAHIMI, R. Investigation of Floating and Single-Action Dies in Producing Dense Compacts with High Aspect Ratio. **Iranian Journal of Science and Technology, Transactions of Mechanical Engineering**, [s. l.], v. 44, n. 4, p. 1005–1011, 2020.

IERVOLINO, F; BULLA, L. Compactação In: **A Metalurgia do pó: alternativa econômica com menor impacto ambiental**. 1. ed. São Paulo: Metallum Eventos Técnicos, 2009. p. 163-208.

KIMINAMI, C. S; CASTRO, W. Be; OLIVEIRA, M. F. **Introdução aos processos de fabricação de produtos metálicos**. São Paulo: Edgard Blucher, 2018. *E-book*.

Disponível em:

<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/reader/books/9788521206835/pageid/4>.

Acesso em: 23 abr. 2022.

KUMAR, Naveen; BHARTI, Ajaya; DIXIT, Manish. Powder Compaction Dies and Compressibility of Various Materials. **Powder Metallurgy and Metal Ceramics**, [s. l.], v. 60, n. 7–8, p. 403–409, 2021.

LEITE, G. S.; SANDIM, H. R. Z.; CINTHO, O. M. Sinterização do nióbio: efeito da granulometria dos pós. **Tecnologia em Metalurgia Materiais e Mineração**, [s. l.], v. 8, n. 2, p. 132–137, 2011.

LEMOISSON, F.; FROYEN, L. Understanding and improving powder metallurgical processes. *Em: FUNDAMENTALS OF METALLURGY*. [S. l.]: Elsevier, 2005. p. 471–502. *E-book*. Disponível em: <https://sci-hub.se/https://doi.org/10.1533/9781845690946.2.471>. Acesso em: 19 nov. 2022.

LI, X.; WANG C. T.; ZHANG W. G.; LI Y. C. Properties of a porous Ti–6Al–4V implant with a low stiffness for biomedical application. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, [s. l.], v. 223, n. 2, p. 173–178, 2009.

LIU, X.; CHEN S.; TSOI J. K. H.; MATINLINNA J. P. Binary titanium alloys as dental implant materials—a review. **Regenerative Biomaterials**, [s. l.], v. 4, n. 5, p. 315–323, 2017.

LOBERTO, A. GENOVA, L. A; SILVA, M. C. A. Sinterização In: **A metalurgia do pó: alternativa econômica com menor impacto ambiental**. 1. ed. São Paulo: Metallum Eventos Técnicos, 2009. p. 209-230.

LOBERTO, A; FILHO, F. A; SILVA, M. C. A. **A Metalurgia do pó: alternativa econômica com menor impacto ambiental**. [S. l.]: Metallum Eventos Técnicos, 2009. p. 103-126.

MORAES G. A. **Desenvolvimento da metalurgia do pó**. 1. ed. Natal: EDUFRN, 2022.

MORO, N; AURAS, A. P. **Processos de fabricação: Metalurgia do pó e o futuro da indústria**. Florianópolis: [s. n.], 2007.

MOURA, M. J.; FIGUEIREDO, M. M. Aplicação das Técnicas de Picnometria de Gás e de Porosimetria de Mercúrio à Caracterização da Madeira de *E. globulus*. **Silva Lusitana**, [s. l.], v. 10, p. 207–216, 2002.

NOURI, A.; SOLA, A. Powder morphology in thermal spraying. **Journal of Advanced Manufacturing and Processing**, [s. l.], v. 1, n. 3, 2019.

ODONTO COMPANY. **Estrutura de um implante dentário**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.odontocompanypinda.com/implante-dentario/>. Acesso em: 31 jul. 2022.

OLIVEIRA, I. R.; STUDART, A. R.; PILLEGI, R. G.; PANDOLFELLI, V. C. **Dispersão e empacotamentos das partículas: princípios e aplicações em processo cerâmico**. São Paulo: Fazendo Arte , 2000.

ORLANDIN, J; CARVALHO, M; PEGORER, R. **A Metalurgia do Pó: Alternativa econômica com menor impacto ambiental**. Primeiraed. São Paulo: Metallum Eventos Técnicos, 2009.

PAULA, M. J. T. **Desenvolvimento do processo de sinterforjamento a quente de uma cruzeta de aço abnt 1045**. 2019. - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2019.

PHUONG D. D.; DUONG L. V.; LUAN N. V.; ANH N. N.; ANH N. N. Microstructure and Mechanical Properties of Ti6Al4V Alloy Consolidated by Different Sintering Techniques. **Metals**, [s. l.], v. 9, n. 10, p. 1033, 2019.

P-I BRÄNEMARK. **Componentes** . [S. l.], 2022. Disponível em: <https://www.pibranemark.com/componentes>. Acesso em: 19 ago. 2022.

QIAN M.; YANG Y. F.; LUO S. D.; TANG H. P. Pressureless sintering of titanium and titanium alloys: sintering densification and solute homogenization. **Elservier Inc.**, [s. l.], 2015.

REALUM SOLUÇÕES EM TITÂNIO E ALTAS LIGAS. **Discos de titânio**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.realum.com.br/realum/discos-de-titanio.php>. Acesso em: 4 jul. 2022.

REED, J. S.; RUNK, R. B. Dry Pressing. *Em*: [S. l.: s. n.], 1976. p. 71–93. *E-book*. Disponível em: <https://sci-hub.se/https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780123418098500127>. Acesso em: 19 nov. 2022.

SAKAGUCHI, R. L.; POWERS, J. M. **Craig materiais dentários restauradores**. 13. ed. Rio de Janeiro: Elseivier, 2012.

SALAK, A; SELECKÁ, M; DANNINGER, H. **Machinability of Powder Metallurgy Steels**. Reino Unido: Cambridge International Science Publishing, 2005.

SALINE, M. The International Journal of Thermal Processing: Sintering and Additive Manufacturing. **Industrial Heating Brazil**, [s. l.], p. 44–46, 2019. Disponível em: http://digital.bnppmedia.com/publication/?m=11623&i=658211&p=44&article_id=3659995&container=Artigos&ver=html5. Acesso em: 13 maio 2022.

SHAFIE H. R. **Clinical and laboratory manual of dental implant abutments**. 1. ed. [S. l.]: John Wiley & Sons, 2014. *E-book*. Disponível em: https://www.academia.edu/40702914/Clinical_and_Laboratory_Manual_of_Dental. Acesso em: 19 ago. 2022.

SILVA, L. H.; LIMA E.; MIRANDA R. B. P.; FAVERO S. S.; LOHBAUER U.; CESAR P. F. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. **Brazilian Oral Research**, [s. l.], v. 31, n. suppl 1, p. 133–146, 2017. Disponível em:

<https://www.scielo.br/j/bor/a/nqvZnkdKr9synf4bjFr5wPk/?lang=en>. Acesso em: 26 mar. 2022.

SKOTNICOVÁ, K; KURSA, Miroslav; SZURMAN, Ivo. **Powder Metallurgy**. Ostrova: Faculty of Metallurgy and Materials Engineering, 2014.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos**. 5. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1984.

STRUB, J. R.; REKOW, E. D; WITKOWSKI, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. **The Journal of the American Dental Association**, [s. l.], v. 137, n. 9, p. 1289–1296, 2006. Disponível em: [https://jada.ada.org/article/S0002-8177\(14\)64318-X/fulltext#relatedArticles](https://jada.ada.org/article/S0002-8177(14)64318-X/fulltext#relatedArticles). Acesso em: 26 mar. 2022.

TRIBST J. P. M.; JUNIOR L. N.; BOTTINO M. A.; RAMOS N. C.; ARAÚJO R. M. **Conceitos de prótese sobre implante**. [S. l.]: Atena Editora, 2021.

TRIPATHY, A; SARANGI, S. K; CAUBEY, A. K. A Review of Solid State Processes in Manufacture of Functionally Graded Materials. **International Journal of Engineering and Tecnology**, [s. l.], v. 7, p. 1–5, 2018. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/330214436_A_review_of_solid_state_processes_in_manufacture_of_Functionally_Graded_Materials. Acesso em: 30 abr. 2022.

UPADHYAYA, G. S. **Powder Metallurgy Technology**. Firsted. England: Cambridge International Science, 2002. *E-book*. Disponível em: https://www.academia.edu/42225480/POWDER_METALLURGY_TECHNOLOGY. Acesso em: 7 maio 2022.

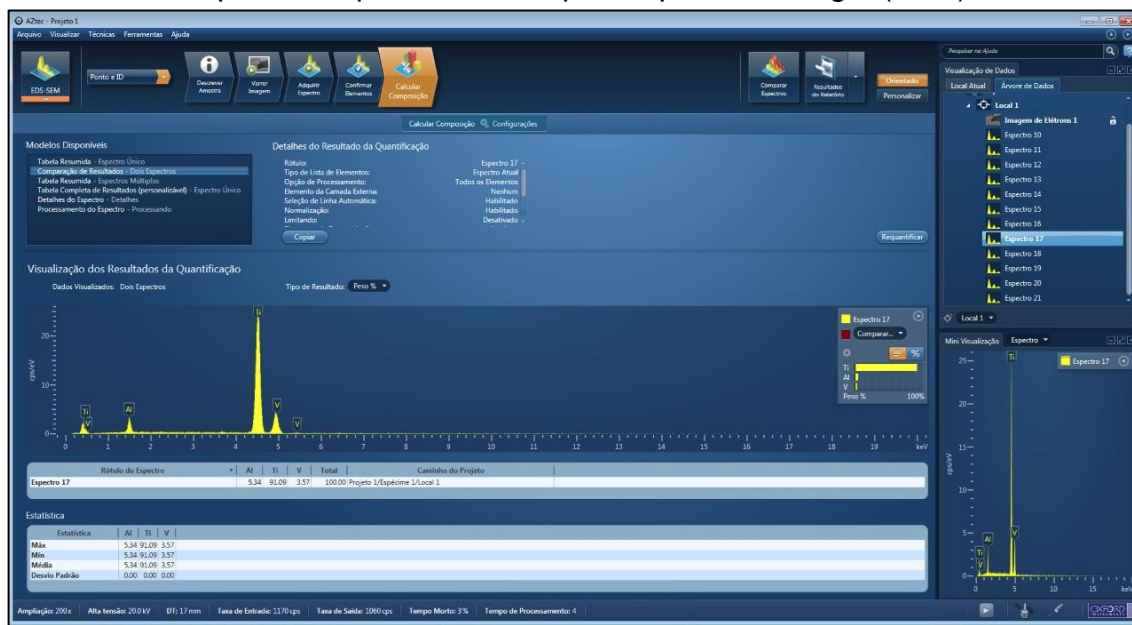
VANDENBROUCKE, B.; KRUTH, Jean-Pierre. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. **Rapid Prototyping**, [s. l.], v. 13, p. 196–203, 2007.

WEN C. E.; YAMANDA Y.; SHIMOJIMA K.; CHINO Y.; ASAHINA T.; MABUCHI M. Processing and mechanical properties of autogenous titanium implant materials. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, [s. l.], v. 13, p. 397–401, 2002. Disponível em: https://www.academia.edu/56450676/Processing_and_mechanical_properties_of_autogenous_titanium_implant_materials?auto=citations&from=cover_page. Acesso em: 3 abr. 2022.

WHITEPEAKS DENTAL SOLUTIONS GMBH & CO. KG. **Titanium alloy grade 5-ELI**. Essen: [s. n.], 2019. Disponível em: <https://dentek.com.tr/Metal%20Blokler/Whitepeaks%20-%20Cupra%20Ti%20Titanium%20Blank%20-%20Instruction%20for%20use.pdf>.


APÊNDICES

APÊNDICE A - Composição química do pó irregular da liga de Ti-6Al-4V por espectroscopia de raios-X por dispersão energia (EDS)



Fonte: O Autor (2022).

APÊNDICE B - Resultados do ensaio de picnometria



QUANTACHROME CORPORATION
 Ultrapyc 1200e V4.02
 Analysis Report

Thu Sep 8 17:19:17 2022
 User ID: UCS

Sample Parameters
 Sample ID: PICNO-01-A690
 Weight: 63.1715 g

Analysis Parameters
 Cell Size - Large
 V Added - Large: 81.0642 cc
 V Cell: 57.9237 cc
 Analysis Temperature: 21.9 C
 Target Pressure: 17.0 psig
 Type of gas used: N2
 Equilibration Time: Auto
 Flow Purge: 1.0 min.
 Maximum Runs: 8
 Number Of Runs Averaged: 5
 Deviation Requested: 0.0010 %

Analysis Results
 Deviation Achieved: 0.0486 %
 Average Volume: 14.2061 cc
 Volume Std. Dev.: 0.0079 cc
 Average Density: 4.4468 g/cc
 Density Std. Dev.: 0.0025 g/cc
 Coefficient of Variation: 0.0558 %

Run Data		
RUN	VOLUME (cc)	DENSITY (g/cc)
1	14.1830	4.4540
2	14.1739	4.4569
3	14.1776	4.4557
4	14.1922	4.4511
5	14.2028	4.4478
6	14.2104	4.4455
7	14.2144	4.4442
8	14.2109	4.4453

Fonte: O Autor (2022).

APÊNDICE C - Resultados do ensaio difratômetro laser

(continua)

Size Low [μm]	Size Mid [μm]	Size High [μm]	dQ3(x) [%]	Q3(x) [%]	100-Q3(x) [%]	q3(x) [1/ μm]	q3log(x)
0,00	0,04	0,09	0,02	0,02	99,98	0,00	0,00
0,09	0,09	0,10	0,01	0,03	99,97	0,02	0,00
0,10	0,10	0,11	0,01	0,04	99,96	0,01	0,00
0,11	0,11	0,12	0,01	0,05	99,95	0,01	0,00
0,12	0,12	0,13	0,00	0,05	99,95	0,00	0,00
0,13	0,13	0,14	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,14	0,15	0,15	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,15	0,16	0,17	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,17	0,18	0,18	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,18	0,19	0,20	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,20	0,21	0,22	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,22	0,23	0,24	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,24	0,25	0,27	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,27	0,28	0,29	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,29	0,30	0,32	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,32	0,33	0,35	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,35	0,37	0,38	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,38	0,40	0,42	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,42	0,44	0,46	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,46	0,48	0,51	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,51	0,53	0,55	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,55	0,58	0,61	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,61	0,64	0,67	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,67	0,70	0,73	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,73	0,77	0,80	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,80	0,84	0,88	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,88	0,92	0,96	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
0,96	1,01	1,06	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
1,06	1,11	1,16	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
1,16	1,21	1,27	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
1,27	1,33	1,39	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
1,39	1,46	1,53	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
1,53	1,60	1,68	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
1,68	1,76	1,84	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
1,84	1,93	2,01	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
2,01	2,11	2,21	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
2,21	2,32	2,42	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
2,42	2,54	2,66	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
2,66	2,78	2,91	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
2,91	3,05	3,19	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
3,19	3,35	3,50	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
3,50	3,67	3,84	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
3,84	4,03	4,21	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
4,21	4,41	4,62	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
4,62	4,84	5,06	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
5,06	5,31	5,55	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
5,55	5,82	6,09	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
6,09	6,38	6,67	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
6,67	7,00	7,32	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
7,32	7,67	8,03	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
8,03	8,41	8,80	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
8,80	9,22	9,65	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
9,65	10,12	10,58	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
10,58	11,09	11,60	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
11,60	12,16	12,72	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
12,72	13,34	13,95	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
13,95	14,62	15,30	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
15,30	16,04	16,77	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00

(conclusão)

Size Low [μm]	Size Mid [μm]	Size High [μm]	dQ3(x) [%]	Q3(x) [%]	100-Q3(x) [%]	q3(x) [1/ μm]	q3log(x)
16,77	17,58	18,39	0,00	0,06	99,94	0,00	0,00
18,39	19,28	20,17	0,01	0,07	99,93	0,00	0,00
20,17	21,14	22,11	0,03	0,10	99,90	0,00	0,01
22,11	23,18	24,25	0,07	0,18	99,82	0,00	0,02
24,25	25,42	26,59	0,13	0,30	99,70	0,00	0,03
26,59	27,87	29,16	0,20	0,50	99,50	0,00	0,05
29,16	30,56	31,97	0,27	0,77	99,23	0,00	0,07
31,97	33,51	35,06	0,33	1,10	98,90	0,00	0,08
35,06	36,75	38,44	0,37	1,48	98,52	0,00	0,09
38,44	40,30	42,15	0,39	1,87	98,13	0,00	0,10
42,15	44,19	46,22	0,40	2,27	97,73	0,00	0,10
46,22	48,45	50,68	0,40	2,67	97,33	0,00	0,10
50,68	53,13	55,57	0,43	3,10	96,90	0,00	0,11
55,57	58,26	60,94	0,55	3,64	96,36	0,00	0,14
60,94	63,88	66,82	0,81	4,45	95,55	0,00	0,20
66,82	70,05	73,27	1,27	5,73	94,27	0,00	0,32
73,27	76,81	80,34	2,02	7,74	92,26	0,00	0,50
80,34	84,22	88,10	3,12	10,86	89,14	0,00	0,78
88,10	92,35	96,60	4,50	15,36	84,64	0,01	1,12
96,60	101,27	105,93	6,19	21,55	78,45	0,01	1,55
105,93	111,04	116,15	8,06	29,61	70,39	0,01	2,01
116,15	121,76	127,37	9,81	39,42	60,58	0,01	2,45
127,37	133,51	139,66	11,12	50,54	49,46	0,01	2,78
139,66	146,40	153,14	11,63	62,17	37,83	0,01	2,91
153,14	160,53	167,92	11,23	73,40	26,60	0,01	2,81
167,92	176,03	184,13	9,81	83,20	16,80	0,01	2,45
184,13	193,02	201,91	7,54	90,74	9,26	0,00	1,88
201,91	211,65	221,40	4,99	95,73	4,27	0,00	1,25
221,40	232,08	242,77	2,77	98,50	1,50	0,00	0,69
242,77	254,49	266,20	1,14	99,64	0,36	0,00	0,28
266,20	279,05	291,90	0,31	99,95	0,05	0,00	0,08
291,90	305,99	320,08	0,03	99,99	0,01	0,00	0,01
320,08	335,52	350,97	0,00	99,99	0,01	0,00	0,00
350,97	367,91	384,85	0,00	99,99	0,01	0,00	0,00
384,85	403,43	422,00	0,00	99,99	0,01	0,00	0,00

