

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS
CURSO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS

ANDRÉ LUIZ ATARASI

**ANÁLISE MICROESTRUTURAL DA LIGA Ti-6Al-4V PROCESSADA
POR *ELECTRON BEAM MELTING* (EBM)**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

LONDRINA

2019

ANDRÉ LUIZ ATARASI

**ANÁLISE MICROESTRUTURAL DA LIGA Ti-6Al-4V PROCESSADA POR
*ELECTRON BEAM MELTING (EBM)***

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Engenharia de Materiais, do Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Sílvia Midori Higa.

Co-Orientadora: Dr^a. Thaís de Paula Busquim.

LONDRINA

2019



Apêndice 11 TERMO DE APROVAÇÃO

ANDRÉ LUIZ ATARASI

ANÁLISE MICROESTRUTURAL DA LIGA Ti-6Al-4V PROCESSADA POR *ELECTRON BEAM MELTING (EBM)*

Trabalho de conclusão de curso apresentado no dia 05 de julho de 2019 como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Londrina. O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

Prof^a. Dr^a. Délia Do Carmo Vieira
(UTFPR – Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais)

Prof. Dr^o. Márcio Andreato Batista Mendes
(UTFPR – Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais)

Prof^a Dr^a Sílvia Midori Higa
(UTFPR – Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais)

Prof^a. Dr^a. Sílvia Midori Higa
(UTFPR – Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais)
Coordenadora do Curso de Engenharia de Materiais

“A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso”.

Dedico este trabalho há memória do meu pai Luiz, que pelas circunstâncias da vida não está mais presente fisicamente entre nós, mas exerceu seu papel de pai e amigo. Além de todo suporte necessário para minha chegada até aqui.

A minha mãe Silvia, pelo suporte financeiro e emocional, durante o período mais conturbado da minha vida, com a perda do meu pai.

A minha irmã Giovana, por nunca ter me deixado desistir dos meus sonhos e pela amiga fiel e justa que sempre foi.

Aos meus sobrinhos Bernardo e Arthur, por serem o meu refúgio.

A minha vó Odila, pelas orações e preces motivacional.

Ao meu tio José, por exercer o papel de conselheiro, amigo e um segundo pai.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pela possibilidade de realização deste trabalho e também por ter me acompanhado até o momento.

Agradeço a minha família por cultivar e regar os meus sonhos e anseios.

Agradeço à Prof^a. Dr^a. Silvia Midori Higa, pela orientação durante a elaboração deste projeto.

Agradeço Dr^a. Thaís de Paula Busquim por ter possibilitado a visita técnica, na empresa Biomecanica, e também pelo fornecimento das amostras, permitindo a realização e elaboração deste estudo de conclusão do curso de Engenharia de Materiais.

Agradeço a toda comunidade UTFPR-Câmpus Londrina, funcionários diretos e indiretos.

Agradeço a todos os professores da UTFPR-Câmpus Londrina, pela contribuição técnica que exerceram durante a minha formação acadêmica.

Agradeço a todos os amigos os quais conquistei durante o período de graduação.

Agradeço a minha amiga Laís Caminata, pelo suporte no LCE-UFSCAR, onde realizei parte do meu trabalho de conclusão de curso.

“Perder com classe e vencer com ousadia. Pois o triunfo pertence a quem mais se atreve e a vida é muito bela para ser insignificante” (CHAPLIN, Charlie; 1889-1977).

RESUMO

ATARASI, A. L. **Análise microestrutural da liga Ti-6Al-4V processada por *Electron Beam Melting (EBM)***. 2019. 63 f. Exame de qualificação do trabalho de conclusão de curso (Bacharel em Engenharia de Materiais) – Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Londrina, 2019.

O processo de fabricação de uma prótese ou implante ortopédico pode influenciar na formação microestrutural do biomaterial que tem a finalidade de desempenhar uma determinada função no organismo. Esse material funcional requer propriedades mecânicas, físicas e químicas, que são obtidas durante o processo de fabricação. As classes de materiais que atendem e dão suporte à confecção de prótese e implantes são os materiais cerâmicos, poliméricos e metálicos. Com a utilização destes materiais e suas características, como composição química, estrutura morfológica e rota de processamento, é possível obter determinadas propriedades nos biomateriais, que são responsáveis por substituir ou reparar um tecido ósseo do organismo humano. Dentre as rotas de processamento desses materiais, destacam-se a fundição por cera perdida, a usinagem, o forjamento isotérmico e o *Electron Beam Melting (EBM)*. Pelo processo *EBM*, conhecido como fusão por fluxo de elétrons é possível obter tanto as propriedades físicas e mecânicas necessárias, quanto a rapidez na reprodutibilidade dos componentes de prótese e implantes. Os materiais metálicos mais comumente utilizados na fabricação de implantes odontológicos e de prótese ortopédicas são os aços inoxidáveis, as ligas de titânio e as ligas de cobalto-cromo. Sabendo-se que as propriedades desejadas em um produto estão intimamente ligadas a morfologia dos grãos e que são determinadas pelas condições e variáveis de processamento, este trabalho tem como objetivo realizar a caracterização microestrutural dos corpos de prova da liga Ti-6Al-4V obtidos por *EBM*, juntamente com uma análise do efeito direcional durante a etapa de processamento do material, por meio de microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura e difração de raios X. Os resultados obtidos mostraram a presença das fases α e β , com seus respectivos elementos estabilizadores, grãos colunares com crescimento ao longo da direção do processamento, uma baixa porosidade relativa, a não formação de segregados e uma diferença no tamanho médio dos cristalitos, que provavelmente está relacionado a direção de construção dos corpos de prova.

Palavras chaves: Biomaterial. Liga Ti-6Al-4V. Fusão por fluxo de elétrons. *EBM*. Microestrutura.

ABSTRACT

ATARASI, A. L. *Microstructural analysis of the Ti-6Al-4V alloy processed by Electron Beam Melting (EBM)*. 2019. 63 f. Qualification examination of the course completion work (Bachelor in Materials Engineering) - Academic Department of Materials Engineering, Federal Technological University of Paraná. Londrina, 2019.

The process of manufacturing a prosthesis or orthopedic implant can influence the microstructural formation of the biomaterial that has the purpose of performing a certain function in the body. This functional material requires mechanical, physical and chemical properties that are obtained during the manufacturing process. The classes of materials that support and support the preparation of prostheses and implants are ceramic, polymeric and metallic materials. With the use of these materials and their characteristics, such as chemical composition, morphological structure and processing route, it is possible to obtain certain properties in the biomaterials, which are responsible for replacing or repairing a bone tissue of the human organism. Among the processing routes of these materials are lost wax casting, machining, isothermal forging and *Electron Beam Melting (EBM)*. Through the *EBM* process, known as electron flow fusion, it is possible to obtain both the physical and mechanical properties required and the reproducibility of the components of prostheses and implants. The metallic materials most commonly used in the manufacture of dental implants and orthopedic prostheses are stainless steels, titanium alloys and cobalt-chromium alloys. It is known that the desired properties of a product are closely related to the morphology of the grains and are determined by the processing conditions and variables. The objective of this work is to perform the microstructural characterization of Ti-6Al-4V alloy specimens obtained by *EBM*, together with an analysis of the directional effect during the processing stage of the material, through optical microscopy, scanning electron microscopy and X rays diffraction. The results showed the presence of the α and β phases, with their respective stabilizing elements, columnar grains with growth along the direction of the processing, a low relative porosity, non-segregation formation and a difference in the average size of the crystallites, which is probably related to the direction of construction of the specimens.

Keywords: Biomaterial. Alloy Ti-6Al-4V. Fusion by electron flow. *EBM*. Microstructure.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tela de titânio fabricada por usinagem, para correção de defeito craniano.....	15
Figura 2 – Implantes metálicos dos segmentos da coluna vertebral.....	15
Figura 3 – Prótese estrutural para joelho	15
Figura 4 – Representação das estruturas cristalinas nº 1, fase α hexagonal compacta e nº 2, fase β cúbica de corpo centrado	20
Figura 5 – Diagrama da temperatura em função dos elementos estabilizadores da fase α	21
Figura 6 – Diagrama de temperatura em função da concentração de elementos estabilizadores para fase β isomorfos.....	22
Figura 7 – Diagrama da temperatura em função da concentração de elementos estabilizadores para a fase β eutetóide	22
Figura 8 – Distribuição dos processos tecnológicos utilizados durante a fabricação segundo o critério de classificação	26
Figura 9 – Crescimento acentuado da MA para o período de 2000 a 2017 para a indústria de artigos metálicos	27
Figura 10 – Equipamento utilizado para fusão do pó metálico, modelo - Arcam Q10.....	29
Figura 11 – Efeitos físicos gerados durante a fusão do pó metálico utilizando o feixe de elétrons focalizado.....	30
Figura 12 – Corpo de prova nº 1.....	31
Figura 13 – Corpo de prova nº 2.....	31
Figura 14 – Fluxograma da metodologia aplicada	33
Figura 15 – Equipamento utilizado para o corte das seções dos Cp's.....	34
Figura 16 – Gabarito de aço SAE 1020 fabricado para anexação e posicionamentos dos Cp's durante o corte	34
Figura 17 – Posicionamento das seções dos Cp's nº 1 e nº 2 para a realização da etapa do embutimento	35
Figura 18 – Microestrutura característica da liga Ti-6Al-4V como recebida, obtida por MO com aumento de 10x e 20x, respectivamente para o Cp nº 1	39
Figura 19 – Corpo de prova nº 1, fase escura (α) e fase clara (β).....	40
Figura 20 – Corpo de prova nº 2, fase escura (α) e fase clara (β)	40
Figura 21 – Imagem obtida a partir da leitura pontual sobre as fases α e fase β para os Cp's nº 1 e nº 2, respectivamente	41

Figura 22 – Mapeamento químico do Cp nº 1 com seção direcional longitudinal de construção da região mapeada, titânio em vermelho, alumínio em verde e vanádio em roxo.	43
Figura 23 – Mapeamento químico do Cp nº 2 com seção transversal direcional de construção da região mapeada, titânio em vermelho, alumínio em verde e vanádio em roxo	43
Figura 24 – Gráficos característicos de DRX dos elementos químicos titânio (α), titânio (β), alumínio e vanádio.	44
Figura 25 – Identificação das fases características por DRX para o Cp nº 1	45
Figura 26 – Identificação das fases características por DRX para o Cp nº 2	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classe de materiais empregados na construção de biomaterial, vantagens, desvantagem e aplicações.....	16
Tabela 2 – Propriedades mecânicas para série 316 L, trabalhado a frio e recozida, e tecido ósseo cortical	19
Tabela 3 – Propriedades mecânicas referente ao LRT, LE e E para o tecido ósseo cortical e a liga Ti-6Al-4V	20
Tabela 4 – Propriedades mecânicas a partir das fases obtidas para aplicação em biomaterial	23
Tabela 5 – Composição química do titânio puro e da liga Ti-6Al-4V	23
Tabela 6 – Relação entre propriedades mecânicas das ligas de cobalto e o tecido ósseo cortical	24
Tabela 7 – Composição química da liga Co-Cr-Mo para implantes ortopédicos.....	25
Tabela 8 – Dados do equipamento, modelo ARCAM Q10	32
Tabela 9 – Parâmetros envolvidos na etapa do corte.....	34
Tabela 10 – Análise da composição química das fases características para o Cp nº 1 e Cp nº 2	41
Tabela 11 – Código Cif dos elementos característicos formadores da liga Ti-6Al-4V.....	44
Tabela 12 – Relação entre o ângulo de difração, a intensidade, a estrutura cristalina, plano cristalográfico e a fase característica da liga Ti-6Al-4V para o Cp nº 1	46
Tabela 13 – Relação entre o ângulo de difração, a intensidade, a estrutura cristalina, o plano cristalográfico e a fase característica da liga Ti-6Al-4V para o Cp nº 2	46
Tabela 14 – Cálculo do tamanho médio do cristalito para o Cp nº 1	47
Tabela 15 – Cálculo do tamanho médio do cristalito para o Cp nº 2	47
Tabela 16 – Cronograma das etapas e do trabalho	53

LISTA DE SIGLAS

<i>ADA</i>	<i>American Dental Association</i>
<i>AISI</i>	<i>American Iron and Steel Institute</i>
<i>ANSI</i>	<i>American National Standard Institute</i>
<i>ASTM</i>	<i>American Society for Testing and Materials</i>
<i>CAD</i>	<i>Computer Aided Design</i>
<i>CAM</i>	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
CNC	Comando Numérico Computadorizado
DAEMA	Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais
UTFPR	Universidade Federal do Paraná
LD	Londrina
LCE	Laboratório de Caracterização Estrutural
DEMA	Departamento de Engenharia de Materiais
UFSCAR	Universidade Federal de São Carlos

LISTA DE SÍMBOLOS

<i>EBM</i>	<i>Electron Beam Melting</i>
<i>MO</i>	<i>Optical Microscopy</i>
<i>MEV</i>	<i>Scanning Electron Microscopy</i>
<i>EDS</i>	<i>Energy Disperse X Rays Spectroscopy</i>
<i>DRX</i>	<i>X rays Diffraction</i>
α	Fase tipo hexagonal compacta (HC) da liga Ti-6Al-4V
HC	Estrutura cristalina hexagonal compacta
β	Fase tipo cúbica de corpo centrado (CCC) liga Ti-6Al-4V
CCC	Estrutura cristalina cúbica de corpo centrado
<i>AM</i>	<i>Additive Manufacturing</i>
<i>SL</i>	<i>Stereolithography</i>
<i>3DP</i>	<i>Printing 3D</i>
<i>FDM</i>	<i>Fused Deposition Modeling</i>
<i>SLS</i>	<i>Selective Laser Sintering</i>
<i>LENS</i>	<i>Laser Engineered Net Shaping</i>
<i>LOM</i>	<i>Laminated Object Manufacturing</i>
EDM	Usinagem por descarga elétrica
CP's	Corpos de prova
LRT	Limite de Resistência a Tração
LE	Limite de escoamento
E	Módulo Elástico
RA	Redução de Área

SUMÁRIO

1.0	INTRODUÇÃO	10
2.0	OBJETIVOS	12
2.1	Objetivo geral.....	12
2.2	Objetivos específicos.....	12
3.0	JUSTIFICATIVA	13
4.0	REFERENCIAL TEÓRICO	14
4.1	Biomateriais.....	14
4.2	Materiais utilizados na fabricação de um biomaterial.....	16
4.3	Citotoxicidade e biocompatibilidade.....	17
4.4	Tipos de ligas utilizadas na fabricação de próteses metálicas	18
4.4.1	Aços inoxidáveis	18
4.4.2	Titânio e suas ligas	19
4.4.3	Ligas de cobalto-cromo	23
4.4.4	Rota de processamento.....	25
4.4.4.1	Manufatura aditiva (MA)	25
4.4.4.2	Fusão por fluxo de elétrons (<i>EBM</i>)	27
5.0	MATERIAL E MÉTODOS	31
5.1	Material	31
5.2	Métodos.....	32
5.2.1	Caracterização Microestrutural.....	33
5.2.2	Embutimento.....	35
5.2.3	Lixamento	36
5.2.4	Polimento	36
5.2.5	Ataque químico	36
5.2.6	Análise microestrutural por Microscopia Óptica (MO)	37
5.2.7	Análise microestrutural por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) ..	37
5.2.8	Análise microestrutural pela técnica analítica de Difração de raios X (DRX)	37
6.0	RESULTADOS E DISCUSSÕES	39
7.0	CONCLUSÃO.....	49
8.0	CONTRIBUIÇÃO CIENTÍFICA	51
9.0	PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS	52

10.0	CRONOGRAMA.....	53
	REFERÊNCIAS.....	54

1.0 INTRODUÇÃO

Com a finalidade de proporcionar uma melhor qualidade de vida aos seres humanos, os biomateriais surgiram no mercado mundial com o objetivo de corrigir lesões e/ou desempenhar funções estéticas, reparando danos ocasionados por doenças, traumas ou acidentes. Para atender esta finalidade, é necessário avaliar os tipos de materiais empregados, propriedades e formas de fabricação de materiais responsáveis por torná-lo um substituto de partes integrantes e naturais do organismo humano.

Como sua utilidade se faz na interação com o organismo, é preciso que o biomaterial não gere nenhum tipo de dano em seu local de aplicação. Por isso, para um bom funcionamento entre o material implantado e o tecido celular é necessário que este material desempenhe propriedade biocompatível com o local de ação. Para isso, testes de citotoxicidade são previamente realizados para determinar a não rejeição do biomaterial perante o organismo implantado.

Além ser biocompatível e com bom funcionamento de interação, o material fabricado necessita obter propriedades mecânica, física e química (citotoxicidade e biocompatibilidade), as quais possam dar suporte tanto estrutural quanto de forma para desempenhar satisfatoriamente sua funcionalidade. Logo, para alcançar uma determinada propriedade mecânica, é preciso um controle dos parâmetros, composição e variáveis de processo, envolvidos na confecção de um determinado produto. Estes parâmetros e variáveis estão ligados intimamente à rota de processamento/fabricação do produto.

Dentre os métodos de fabricação para o setor de biomateriais, estão presentes o processo de fundição de precisão, o processo de usinagem, o processo de forjamento isotérmico e o processo de manufatura aditiva. Dentro dos vários métodos de fabricação em manufatura aditiva, foi escolhida para elaboração deste trabalho a técnica de fusão por fluxo de elétrons (*EBM*). O interesse de estudo em torno desta técnica é advindo da sua alta capacidade de controle dos parâmetros processuais e das características física, química e mecânica proporcionadas ao produto, quando comparado aos demais métodos de fabricação.

A partir deste processo, consegue-se um aporte térmico eficiente e um controle de composição microestrutural durante a consolidação dos pós, o que contribui de forma satisfatória para a produção de próteses metálicas e implantes ortopédicos. Além de possibilitar um controle dimensional de porosidade, esta técnica pode contribuir para os mecanismos de osseointegração.

Neste trabalho, para avaliar as características do processamento de amostras da liga Ti-6Al-4V por *EBM*, foi realizada uma caracterização microestrutural por meio de análise de microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura e a difração de raios X.

A finalidade deste tipo de caracterização microestrutural é obter informações a respeito da estrutura granulométrica, da composição química das fases bimodais ($\alpha+\beta$), da porosidade e do tamanho médio dos grãos, características estas adquiridas após a etapa do processamento do material.

2.0 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho foi realizar a caracterização microestrutural da liga Ti-6Al-4V obtida pelo processo de fusão por fluxo de elétrons.

2.2 Objetivos específicos

O objetivo específico deste trabalho visou analisar a microestrutura da liga Ti-6Al-4V da seguinte forma:

- Identificação das fases ($\alpha+\beta$) e observação da forma como elas estão distribuídas ao longo da seção do corpo de prova;
- Caracterização do aspecto dimensional e morfológico dos grãos;
- Caracterização da morfologia e da distribuição dos poros;
- Execução da microanálise semi quantitativa dos elementos químicos presentes na liga;
- Identificação dos elementos químicos com o objetivo de mapear e avaliar a homogeneidade da amostra;
- Identificação da presença ou ausência da formação de contaminantes;
- Identificação dos planos cristalográficos presentes nas amostras;
- Determinação do tamanho médio dos cristalitos.

3.0 JUSTIFICATIVA

As principais características relevantes em torno do processamento por *EBM* durante a fabricação de um biomaterial consistem na capacidade da produção de próteses individualizadas de componentes complexos e personalizados. Esse processo contribui para redução do tempo de fabricação, na especificidade dimensional e forma do produto, atendendo de forma individualizada a necessidade de cada indivíduo.

Outra vantagem é a possibilidade de auxiliar no planejamento de cirurgias complexas, evitando o tempo de espera do paciente e a capacidade de projetar peças com grande controle dimensional e de porosidade, uma vez que ela permite a possibilidade de construir estruturas mistas com núcleos sólidos e superfícies porosas, atendendo o setor de componentes que visam alcançar os mecanismos de osseointegração.

Quanto à composição química homogênea, é possível obter peças com elevado controle de pureza dos pós. Além disso, como o processo *EBM* é uma técnica de manufatura aditiva de pós, a distribuição homogênea de composição química contribui de forma satisfatória para o melhoramento das propriedades mecânicas exigidas em cada região do produto ou componente, aumentando seu desempenho.

Desta forma, levando em consideração o método de análise microestrutural, o trabalho aqui descrito almeja analisar a influência do processamento por *EBM*, na formação da fase bimodal característica da liga Ti-6Al-4V, para a construção de próteses e implantes metálicos.

4.0 REFERENCIAL TEÓRICO

4.1 Biomateriais

Os biomateriais surgiram com o objetivo de substituir os tecidos autógenos, até então muito utilizados, para solucionar lesões de ordem traumáticas, gerados a partir de acidentes ocasionados no dia-a-dia devido ao meio de transporte ou práticas de esportes radicais ou, até mesmo, com a finalidade de reconstrução estética de pessoas vitimadas por doenças geradas no organismo, e com isso, melhorar a qualidade e expectativa de vida da população.

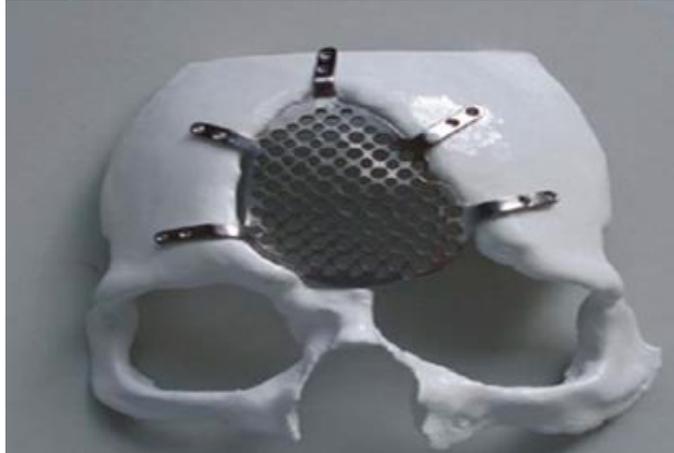
Segundo Pereira et al. (2005 apud BERTOL et al., 2010, p.81), a demanda por biomaterial cresce de 5 a 15% a cada ano. Os biomateriais podem ser classificados de acordo com sua aplicação e com a função que desempenha, podem atuar como implantes, cuja a função é reparar ou substituir partes do organismo, como, por exemplo órteses, que são aparelhos com o objetivo de alinhar um membro, corrigir deformidades ou melhorar partes móveis do corpo e, por fim, como próteses, cuja a função é substituir partes do organismo danificado.

Segundo Maia et al. (2010, p.566), biomaterial é qualquer material, seja ele de ordem natural e/ou sintética, o qual compreende toda a estrutura viva ou uma parte dela, ou até mesmo, um dispositivo biomédico, o qual desempenha a função de executar, acrescentar ou substituir uma função natural do organismo.

Um biomaterial pode executar as seguintes funções: aplicações na área médica (distribuidores de drogas no organismo, engenharia tecidual, dispositivos para terapias e como contraste para diagnóstico realizado por imagem), além de atuar como próteses para artroscopia, artroplastia, craniofacial, bucomaxilofacial e como implantes odontológicos (MAIA, et al., 2010).

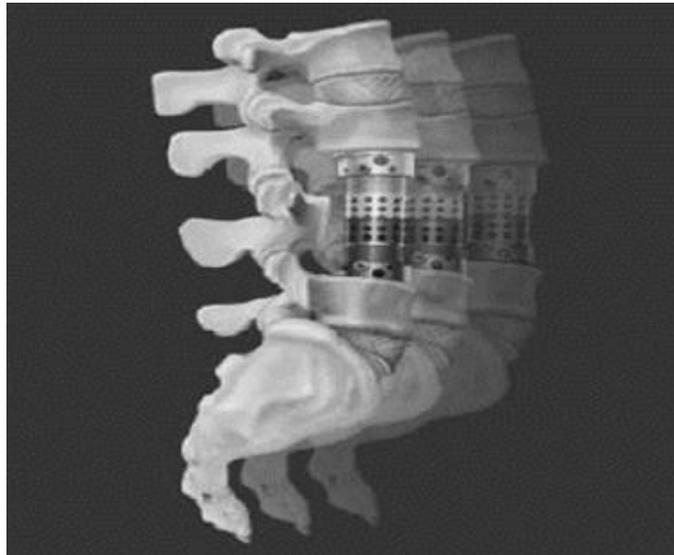
As ilustrações a seguir exemplificam a utilização de implantes metálicos e próteses desempenhando uma determinada função estrutural no organismo. Na Figura 1 tem-se uma tela de titânio fabricado por usinagem para correção de um defeito no crânio; na Figura 2 são mostrados implantes metálicos implantados na coluna vertebral; e, por fim, na Figura 3 tem-se a fabricação de uma prótese reconstrutora de joelho.

Figura 1 – Tela de titânio fabricada por usinagem, para correção de defeito craniano



Fonte: Rocha (2010, p. 86).

Figura 2 – Implantes metálicos dos segmentos da coluna vertebral



Fonte: Rocha (2010, p. 19).

Figura 3 – Prótese estrutural para joelho



Fonte: Rocha (2010, p. 17).

4.2 Materiais utilizados na fabricação de um biomaterial

A confecção de um biomaterial é realizada a partir de um material único ou em uma combinação de materiais, os quais fornecem requisitos básicos e necessários para determinada funcionalidade (PIRES et al., 2015).

Dentre a classe de materiais utilizados na elaboração de um biomaterial sintético, os materiais metálicos, poliméricos, cerâmicos e compósitos são utilizados e permitem a substituição ou reparo do tecido danificado. Esses materiais apresentam propriedades e características capazes de simular, melhorar e/ou recuperar uma determinada função desajustada do organismo. Na Tabela 1 são descritos a classe de materiais empregados na construção de um biomaterial, suas vantagens, desvantagens e aplicações.

Tabela 1 – Classe de materiais empregados na construção de biomaterial, vantagens, desvantagem e aplicações

Biomateriais	Vantagens	Desvantagens	Aplicações
<u>Polímeros</u>			
Poliétileno Poliéster Poliuretano Silicôna	Elasticidade Fácil fabricação Baixa densidade	Baixa resistência mecânica Degradação dependente do tempo	Suturas Aterias Veias Tendão artificial Maxilofacial
<u>Metais e Ligas</u>			
Aços inoxidáveis Ligas de titânio Ligas de cobalto-cromo	Alta força de tensão Alta resistência ao desgaste Alta energia de deformação	Baixa biocompatibilidade Corrosão em meio fisiológico Alta densidade	Ortopedia Implantes dentários
<u>Compósitos</u>			
Fibra de carbono-resina termofixa Fibra de carbono-resina termoplástica	Boa biocompatibilidade Resistência a corrosão Alta força de tensão Inércia	Material de fabricação incompatível	Válvulas cardíacas Implantes de juntas de joelho
<u>Cerâmicas e vidros</u>			
Alumina Zircônia Porcelana Vidros bioativos	Boa biocompatibilidade Resistência a corrosão Alta resistência a compressão Inércia	Baixa força de tensão Baixa resistência mecânica Baixa elasticidade Alta densidade	Válvulas Tendões Vasos sanguíneos Traqueias artificiais

Fonte: Adaptado de Kawashi et al., 2000.

4.3 Citotoxicidade e biocompatibilidade

No que tange a utilização de um biomaterial, o mesmo deve interagir diretamente com o organismo humano. A partir disso, a interação entre interface implante e tecido é um fator de extrema relevância para a funcionalidade do biomaterial em questão. Assim, dentre as características avaliadas, a biocompatibilidade e a citotoxicidade são essenciais para confeccionar ou melhor fabricar qualquer tipo de biomaterial.

Um biomaterial é dito biocompatível quando ele, após ter o contato direto com os fluidos corpóreos, não apresenta nenhum tipo de reação alérgica tecidual ou inflamações que cause rejeição do material implantado (ROGERO et al., 2006).

Segundo Rogero et al. (2006, p.3), a citotoxicidade do biomaterial são efeitos locais desfavoráveis devido à interação do biomaterial com o organismo. Mediante a isso, são caracterizados por necrose tecidual ou a própria reabsorção do tecido, reações ocorridas em âmbito celular com a influência de bactérias que podem causar infecções.

Logo, tanto a biocompatibilidade quanto a citotoxicidade de um biomaterial deve ser medida a partir de testes realizados em laboratório antes da confecção do produto. A seguir, será abordado alguns ensaios para avaliar a interação entre biomaterial e o organismo vivo.

Os testes realizados para analisar tanto biocompatibilidade quanto citotoxicidade do material implantado podem ser realizados *in vivo*, *in vitro* ou ensaios clínicos, dependendo da característica do material.

O teste que comprova a eficácia da biocompatibilidade realizada *in vitro* tem como objetivo mimetizar condições biológicas com intuito de testar materiais mediante a implantação do mesmo nos tecidos (HANKS et al. 1996 apud SEHNEM et al., 2012, p. 6)

Segundo as organizações ADA/ANSI responsáveis pela padronização dos testes para a fabricação do biomaterial, a biocompatibilidade é avaliada de acordo com três critérios. Primeiro, avalia-se o material utilizando testes *in vitro*: ensaio de citotoxicidade, hemólise de hemácias, mutagênese e carcinogênese em meio celular. Posteriormente, o biomaterial é testado *in vivo*, em animais de pequeno porte, para analisar o potencial imunogênico. Por fim, há aplicação do material no local de interesse, utilizando animais de grande porte, depois primatas não-humanos e, por último, em humanos.

Quanto à citotoxicidade, os ensaios podem ser qualitativos e quantitativos. Os ensaios quantitativos visam medir o número e a atividade celular posterior à exposição ao agente de

teste. No entanto, os qualitativos avaliam o aspecto morfológico através da descrição ou atribuição de escores (SEHNEM et al., 2012, p. 8).

Para Schmalz (1994 apud SEHNEM et al., 2012, p. 8), além da descrição morfológica diante de um material potencialmente tóxico, diferentes *endpoints* podem ser analisados como indicadores de danos celulares como: efeitos em membrana, atividade celular e taxa de proliferação.

Leyhausen et al. (1998 apud SEHNEM et al., 2012, p. 9) analisa as alterações morfológicas comparando células expostas ao material-teste com células não-expostas. Lembrando que o teste de análise da citotoxicidade é realizado *in vitro*, pois apresenta maior reprodutibilidade e são mais fáceis de serem controlados quando comparado com testes *in vivo* (SCHMALZ et al., 1994; FRESHNEY, 2000, apud SEHNEM et al., 2012).

4.4 Tipos de ligas utilizadas na fabricação de próteses metálicas

Os aços inoxidáveis, as ligas de titânio e as ligas de cobalto-cromo são, dentre os materiais metálicos, os mais adequados e utilizados na função de próteses e implantes ortopédicos durante a substituição e/ou reparo de tecidos danificados (GOMES, 2015).

Quanto às propriedades relevantes e necessárias que qualificam uma liga metálica com capacidade de substituição e/ou reparo de tecidos, citam-se: a biocompatibilidade com o organismo, a composição química, a resistência mecânica e a resistência ao desgaste adquirida durante o processamento, o designer protético da prótese ou do implante e o seu ambiente mecânico de atuação (GOMES, 2015).

4.4.1 Aços inoxidáveis

O termo inoxidável conferido aos aços inoxidáveis provém da capacidade que ele possui de sofrer processos de passivação. Esta característica se deve à adição, em peso ou percentual em massa de no mínimo 10,5% de cromo.

Os aços inoxidáveis são classificados conforme sua estrutura metalográfica e propriedades mecânicas. Por conseguinte, as três classes de aço inoxidáveis são: aços inoxidáveis ferríticos, aços inoxidáveis martensíticos e aços inoxidáveis austeníticos. Porém, os aços austeníticos com estrutura cristalina cúbica de face centrada são os mais utilizados em

implantes ortopédicos ou como instrumentos de fixação interna (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012).

A série austenítica mais utilizada na confecção de próteses ou instrumentos de fixação interna é a 316 L trabalhado a frio e a 316 L recozido (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012). Como essas ligas atuam com a funcionalidade estrutural de um biomaterial faz-se necessário, para efeito de estudo, comparar suas propriedades mecânicas com tecido ósseo cortical.

Na Tabela 2 é possível comparar as propriedades de limite de resistência a tração (LRT), limite de escoamento (LE) e módulo elástico (E) para a série 316 L de aços, trabalhado a frio e na condição recozida com o tecido ósseo cortical. Embora, recentemente a liga 316 L tenha sido substituída pelo aço F 138 com elementos de liga cromo, níquel e molibdênio (ASTM F138-13a, 2013).

Tabela 2 – Propriedades mecânicas para série 316 L, trabalhado a frio e recozida, e tecido ósseo cortical

Material	LRT(MPa)	LE (MPa)	E (GPa)
tecido ósseo cortical	100	80	15
316 L trabalhado a frio	>850	>700	200
316 L recozido	>500	>200	200

Fonte: Adaptado de Gomes, 2015.

Outro fator de extrema relevância para a aquisição das propriedades conferidas aos inoxidáveis é a presença de elementos responsáveis por determinar o ganho em propriedades ou o melhoramento dos processos de conformação. Elementos como níquel e cromo melhoram a resistência a corrosão, manganês e nitrogênio exercem a função de estabilizar a fase austenítica, o enxofre e o selênio melhoram sua usinabilidade (GOMES, 2015).

Quanto às vantagens da utilização deste material no processo de fabricação de uma prótese ou até mesmo de um fixador interno, é relevante citar a capacidade que este material possui em ser processado por usinagem e sua facilidade em sofrer processos de deformação. Além do custo relativamente baixo de obtenção quando comparado às demais ligas citadas (MONNERAT; LIMA; ALIAGA, 2016).

4.4.2 Titânio e suas ligas

O titânio é o elemento metálico mais utilizado em trabalhos para ambiente corrosivos ou em aplicações onde é necessário um material de baixa densidade. Quanto às propriedades, o

titânio apresenta uma alta relação resistência/peso e propriedades não magnéticas. Além de atender as diversas áreas da indústria, o titânio e suas ligas tem proporcionado a resolução de problemas na área médica como no setor de implantes, próteses articuladas e elementos estruturais de fixação (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012).

O titânio comercialmente puro e suas ligas, em especial o Ti-6Al-4V, são de extrema relevância para o setor médico. Uma das características que coloca este material na condição de produto aplicado como biomaterial diz respeito às suas características mecânicas, pois esta liga apresenta altos valores de limite de resistência à tração e limite de escoamento associado a um baixo módulo de elasticidade. Pela Tabela 3 é possível comparar as propriedades mecânicas LRT, LE e E da liga Ti-6Al-4V com o tecido ósseo cortical.

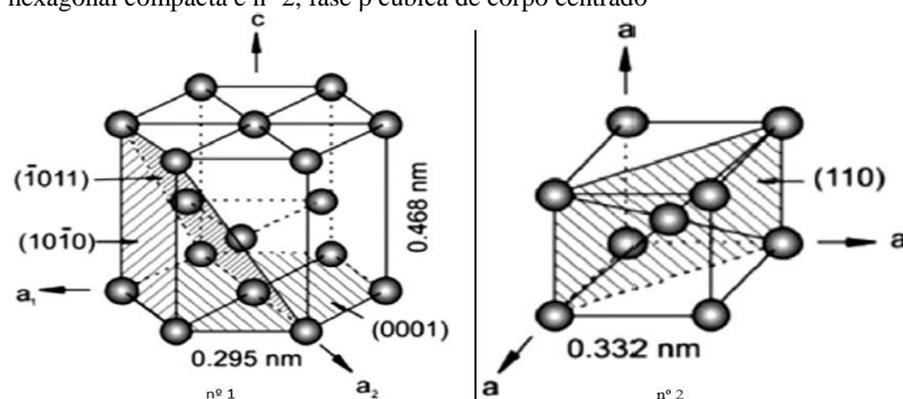
Tabela 3 – Propriedades mecânicas referente ao LRT, LE e E para o tecido ósseo cortical e a liga Ti-6Al-4V

Material	LRT(MPa)	LE (MPa)	E (GPa)
Tecido ósseo cortical	100	80	15
Liga T1-6Al-4V	900	800	100

Fonte: Adaptado de Gomes, 2015.

O titânio comercialmente puro possui dois tipos de transformação alotrópica: uma estrutura cristalina chamada α , com reticulado hexagonal compacto (HC), até a temperatura de 885 °C e outra estrutura cristalina chamada β , com reticulado cristalino cúbico de corpo centrado (CCC), estável com temperatura entre 885°C à 1672°C e uma composição bimodal ($\alpha+\beta$) formada próximo de 885°C (NUNES; KREISCHER, 2010). As duas estruturas cristalinas formadas pela fase α e β com seus respectivos planos cristalográficos e sua distância interatômica são mostrados na Figura 4.

Figura 4 – Representação das estruturas cristalinas n° 1, fase α hexagonal compacta e n° 2, fase β cúbica de corpo centrado



Fonte: Adaptado de Banerjee, 2013.

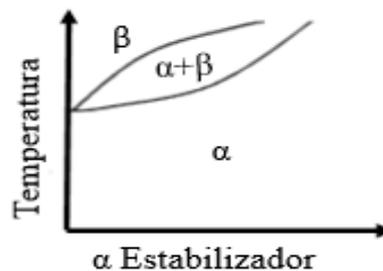
Outra característica envolvendo o titânio comercialmente puro é a capacidade que ele apresenta em ser trabalhado, ou seja, o titânio puro pode ser transformado em uma liga de titânio a partir da adição de certos elementos químicos. Estes elementos possuem a característica de alterar certos parâmetros, podendo assim modificar o comportamento mecânico do titânio comercialmente puro, a partir da microestrutura obtida.

Diante disso, a liga Ti-6Al-4V é oriunda da adição dos elementos químicos alumínio e vanádio no titânio puro, enquanto que a liga Ti-13Zr-13Nb se deve a adição dos elementos químicos zircônio e nióbio na composição do titânio puro.

Estes elementos de liga de acordo com o percentual em peso adicionado são responsáveis por estabilizar uma respectiva fase a temperatura ambiente e conferir a liga características e propriedade específicas. Com a adição destes elementos químicos é possível obter três ligas de titânio: ligas α , ligas ($\alpha+\beta$) e ligas β ou próximas de β (NUNES; KREISCHER, 2010).

As ligas com fase α quando estabilizadas aumentam sua temperatura de transformação alotrópica de α para β , resultando em um aumento no seu campo de concentração. Este fenômeno deve-se a adição de elementos químicos estabilizadores como alumínio, oxigênio, carbono, nitrogênio, zircônio, gálio e estanho (NUNES; KREISCHER, 2010). Na Figura 5 é mostrado o diagrama da temperatura de transformação, em função dos elementos estabilizadores de fase α , e o simultâneo aumento do seu respectivo campo de concentração.

Figura 5 – Diagrama da temperatura em função dos elementos estabilizadores da fase α



Fonte: Cordeiro; Barão, 2017.

Como resultado da expansão do campo de concentração α , a liga adquire as seguintes propriedades: resistência mecânica que varia de baixa para média, boa tenacidade ao entalhe, boa ductilidade, são soldáveis e quando altamente ligadas oferecem resistência à fluência e resistência a processos oxidativos (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012).

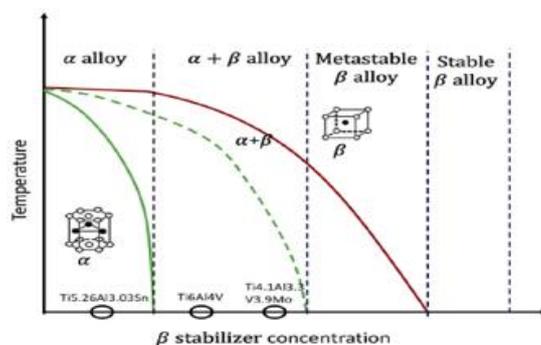
Para a fase β , elementos químicos como molibdênio, vanádio, tântalo, nióbio e zircônio são excelentes estabilizadores β isomorfos. Com a adição destes elementos, há uma diminuição da temperatura de transformação alotrópica de α para β , podendo ter fase β a temperatura ambiente (ASKELAND; PHULÉ, 2008).

Quanto às propriedades mecânica e térmica, da fase β estabilizada, citam-se: resistência a fluência a médias temperaturas, são tratáveis termicamente e são soldáveis (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012). Além de apresentar boa resistência à fadiga a frio e a quente, boa conformabilidade por apresentar estrutura cristalina CCC e por serem tratadas por solubilização, porém são facilmente contamináveis pela atmosfera (NUNES; KREISCHER, 2010).

Por outro lado, os elementos químicos manganês, ferro, cobalto, cromo, níquel, cobre e silício são estabilizadores de fase β eutetóide (MELO, 2007). A adição destes elementos químicos promove uma reação eutetóide com redução na temperatura de transformação alotrópica de α para β , formando uma estrutura bimodal ($\alpha+\beta$) a temperatura ambiente (ASKELAND; PHULÉ, 2008). Essa estrutura bifásica quando estabilizada apresentam as seguintes propriedades: são tratadas termicamente, possuem resistência mecânica variando entre médio e alto, são conformadas a quente e são soldáveis (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012).

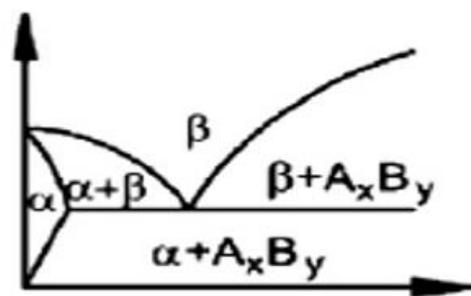
As Figuras 6 e 7 representam os diagramas de temperatura em função da concentração de elementos β estabilizadores para as ligas de titânio, com seus respectivos campos de concentração de fase α , $\alpha+\beta$ e β , para uma reação β isomorfos e para uma reação β eutetóide.

Figura 6— Diagrama da temperatura em função da concentração de elementos estabilizadores para a fase β isomorfos



Fonte: Shashikant et al., 2014.

Figura 7 – Diagrama da temperatura em função da concentração de elementos estabilizadores para a fase β eutetóide



Fonte: Banerjee; Williams, 2013.

Os materiais metálicos a base de titânio e suas ligas mais utilizadas no setor de próteses para implantes cirúrgicos são: a liga Ti-6Al-4V fase ($\alpha+\beta$) e o titânio comercialmente puro.

Porém, outras ligas de titânio foram desenvolvidas para atuação no setor de biomaterial (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012). Com o objetivo de exemplificar e ilustrar a alteração do comportamento mecânico em detrimento da microestrutura formada, na Tabela 4 são apresentadas as propriedades mecânicas, para o titânio e suas ligas, em função da fase obtida durante o processamento.

Tabela 4 – Propriedades mecânicas a partir das fases obtidas para aplicação em biomaterial

Ligas	LRT (MPa)	LE (MPa)	Elong (%)	RA(%)	E (GPa)	fase
Ti Grau 1	240	170	24,00	30,00	102,7	α
Ti Grau 2	345	275	20,00	30,00	102,7	α
Ti Grau 3	450	380	18,00	30,00	103,4	α
Ti Grau 4	550	485	15,00	25,00	104,1	α
Ti-6Al-4V (recozido)	895-930	825-869	6,00-10,00	20,00-25,00	110-114	$\alpha+\beta$
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8,10-15,00	25,00-45,00	114	$\alpha+\beta$
Ti-15Mo (recozido)	874	544	21,00	82,00	78	β
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (envelhecido)	911	864	13,20	-	80	β

Fonte: Adaptado de Niinomi; 1998.

Quanto à composição química dos dois materiais mais utilizados na função de biomaterial, o titânio comercialmente puro e a liga Ti-6Al-4V, a Tabela 5 exemplifica a composição química nominal e os limites de impurezas, que podem estar presentes durante a fabricação de implantes e/ou próteses ortopédicas.

Tabela 5 – Composição química do titânio puro e da liga Ti-6Al-4V

Designação	Limite de impurezas					Composição nominal	
	C (máx)	N (máx)	H (máx)	Fe (máx)	O (máx)	Al	V
Ti puro grau 2	0,100	0,030	0,015	0,300	0,250	-	-
Ti-6Al-4V	0,100	0,050	0,0125	0,300	0,200	6,000	4,000

Fonte: Oréfice; Pereira; Mansur, 2012.

4.4.3 Ligas de cobalto-cromo

A utilização das ligas de cobalto-cromo e sua eficácia demonstraram resultados positivos em 1938 quando parafusos foram implantados em animais, a partir destes resultados foi possível a implantação em seres humanos. Atualmente, estas ligas são aplicadas como endoprótese de quadril e como implantes odontológicos (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012).

Uma característica importante destas ligas é que, diferentemente dos aços inoxidáveis, elas permitem uma maior concentração do elemento carbono em sua estrutura. Contudo, sua capacidade em absorver certa concentração de carbono promove um ganho em resistência e dureza. Este ganho de propriedades torna-se possível devido à precipitação de carbonetos tanto no interior da matriz quanto nos contornos de grãos (GOMES, 2015).

Outra característica importante em torno destas ligas é o elevado percentual de cromo que elas apresentam, que permite a liga um ganho em resistência a corrosão, tornando-a um material excelente para aplicações como biomaterial (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012). Por outro lado, ao compará-la com as ligas a base de titânio, o seu elevado módulo de elasticidade (240 GPa) torna-se prejudicial para o mecanismo da osseointegração (DAVIS, 2003, apud MONNERAT; LIMA; ALIAGA, 2016. p. 7218).

Para efeito de comparação entre as propriedades mecânicas do tecido ósseo cortical e as ligas de cobalto na condição recozida, a Tabela 6 ilustra ambos os materiais com as suas respectivas propriedades LRT, LE e E.

Tabela 6 – Relação entre propriedades mecânicas das ligas de cobalto e o tecido ósseo cortical

Material	LRT(MPa)	LE (MPa)	E (GPa)
Tecido ósseo cortical	100	80	15
Liga de cobalto (recozida)	>300	>300	230

Fonte: Adaptado de Gomes, 2015.

Entre as ligas de cobalto-cromo, as mais utilizadas na função de implantes metálicos são: a liga Co-Cr-Mo, a liga Co-Cr-Ni-Mo e a liga Co-Ni-Cr-Mo. Dentre as três ligas citadas, a mais utilizada na função de endoprótese é a liga Co-Cr-Mo, cuja estrutura cristalina é cúbica de face centrada e a composição é mostrada na Tabela 7 (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2012).

Tabela 7 – Composição química da liga Co-Cr-Mo para implantes ortopédicos

	Composição em % máximo de elementos químicos presentes											
	C	Co	Cr	Fe	Mn	Mo	N	Ni	P	S	Si	Ti
Co-Cr-Mo	0,35	bal	27-30	0,75	1,0	5-7	-	Ni	-	-	1,0	-

Fonte: Oréfica; Pereira; Mansur, 2012.

Outra característica relevante é que tanto as ligas fundidas quanto as forjadas satisfazem os requisitos para serem utilizadas como biomaterial, pois mesmo depois de processadas, seja por uma rota ou outra, apresentam biocompatibilidade, resistência mecânica adequada e boa resistência a corrosão. Porém, nas ligas fundidas os parâmetros de processamento devem ser minuciosamente controlados, à medida que qualquer defeito proporcionado pelo processo de fundição pode comprometer sua resistência a corrosão. No entanto, as mais utilizadas atualmente são as ligas forjadas (AMBROSIO; TANNER, 2012, apud MONNERAT; LIMA; ALIAGA, 2016. p. 7218).

4.4.4 Rota de processamento

Um determinado biomaterial quando projetado exibe a tendência em combinar propriedades específicas que determinam o sucesso e a eficiência da sua utilização. Tais propriedades são totalmente dependentes tanto da estrutura formada e da composição química quanto do seu processamento.

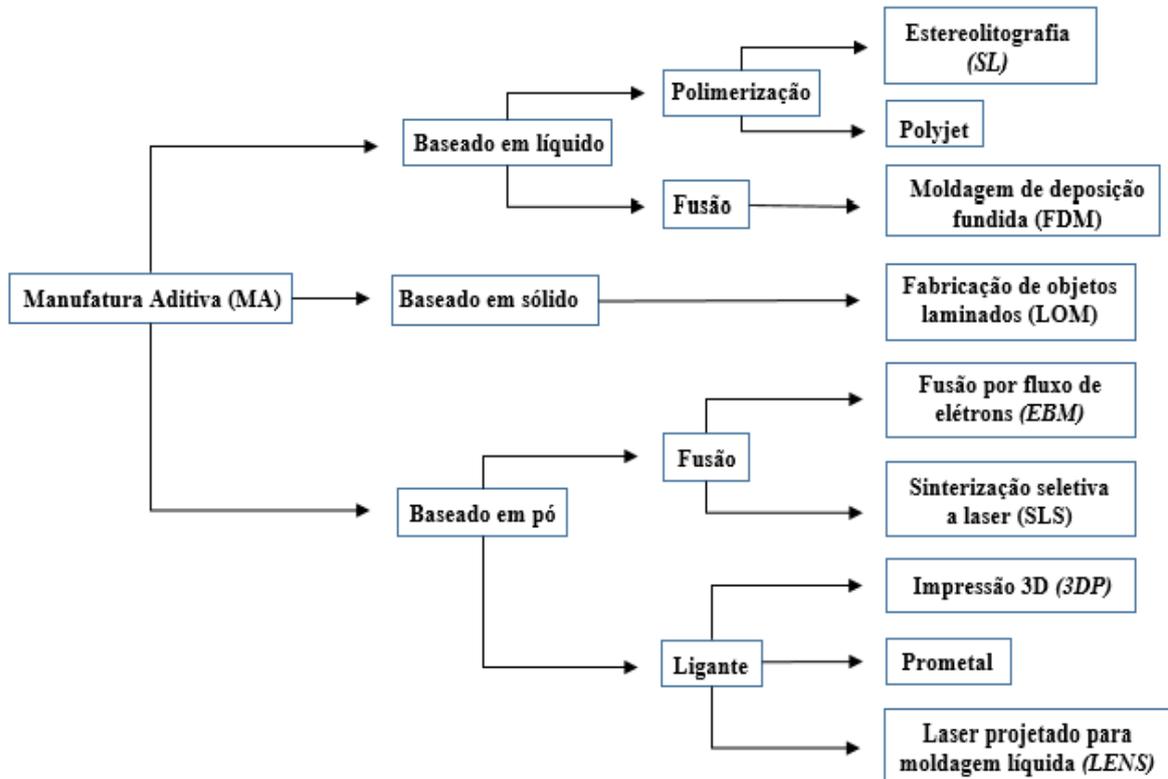
4.4.4.1 Manufatura aditiva (MA)

A manufatura aditiva (MA) é definida como o processo de unir materiais com a finalidade de criar objetos, utilizando dados tridimensionais (3D). Este método de produção vai à contramão dos processos convencionais que visam a subtração de materiais, como por exemplo, o processo de usinagem (ASTM F2921-11). A MA é classificada em sete categorias distintas de processamento, segundo a ASTM F2921-11.

Outra forma de classificação em manufatura aditiva consiste na separação dos processos durante a produção de objetos com base no seguinte critério, processos com base em pó, processos com base em líquido e processos com base em sólidos. Dentre as categorias tecnológicas distintas de fabricação em MA citam-se: jateamento de ligante, deposição de

energia direcionada, extrusão de material, jateamento de material, fusão de leite em pó, laminação de folhas e foto polimerização de cuba (MOYLAN et al.; 2014). No fluxograma da Figura 8, tem-se a representação da distribuição de processos tecnológicos utilizados durante a fabricação, segundo o critério de classificação adotado.

Figura 8 – Distribuição dos processos tecnológicos utilizados durante a fabricação segundo o critério de classificação

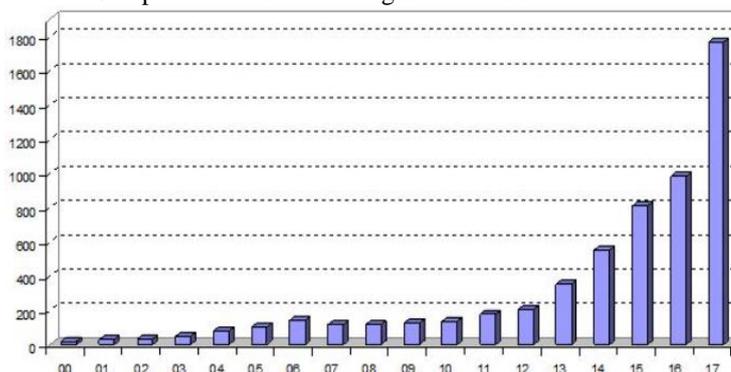


Fonte: Adaptado de Wong; Hernandez, 2012.

Nas duas últimas décadas, o processo MA vem abrangendo diversos setores da indústria como: o automobilístico, o aeroespacial, o biomédico e outras áreas como design e arquitetura (MANÇANARES et al.; 2015).

De acordo com o Wohlers Report (2018), houve um crescimento de 80% no setor de MA entre 2016 e 2017. Este crescimento está vinculado à venda de instalações de sistemas para MA e na melhoria dentro da área de análise para monitoramento do processo, garantindo a qualidade do processamento na indústria de metais. A Figura 9 elucida o crescimento da MA no período de 2000 a 2017 no setor industrial de artigos metálicos.

Figura 9 – Crescimento acentuado da MA para o período de 2000 a 2017 para a indústria de artigos metálicos



Fonte: Wohlers Report, 2018.

Essa abrangência do setor mercadológico foi possível porque com a utilização deste tipo de tecnologia otimiza-se processos, encurtando o ciclo de desenvolvimento do produto e reduzindo o tempo para a disponibilidade do mesmo no mercado. Além de proporcionar a possibilidade de ser aplicado a todos os seguimentos e classes de materiais, como materiais cerâmicos, poliméricos, metálicos, compósitos e sistemas biológicos (FRAZIER, W. E; 2014).

Quanto à evolução do processo, a capacidade de produção rápida advinda da prototipagem só foi conseguida graças a sua aliança com a evolução de outras tecnologias. Em conjunto com o desenho assistido por computador (*CAD*), a fabricação assistida por computador (*CAM*) e o controle numérico computadorizado (*CNC*) teve-se a possibilidade de produzir objetos tridimensionais com rapidez (WONG, K. V.; HERNANDEZ, A.; 2012).

Desenvolvida nos anos 80 e caracterizada como um dos processos anteriores de MA, a prototipagem rápida possibilitou a criação de produtos impressos (*3D*) e não apenas de modelos. Com uma forma de criar objetos a partir da deposição feita por camadas, esta técnica de fabricação possibilitou a capacidade de criar quase que quaisquer formas geométricas, construindo modelos de corpos danificados, possibilitando um melhor planejamento para os procedimentos de análise e a própria fabricação de produtos acabados (WONG, K. V.; HERNANDEZ, A.; 2012).

4.4.4.2 Fusão por fluxo de elétrons (*EBM*)

O objetivo de se projetar um biomaterial, a partir da bioengenharia, é substituir um tecido danificado gerado por trauma (acidentes ocorridos no cotidiano) ou solucionar a falência de um tecido ósseo que perdeu sua funcionalidade ao longo do tempo. A partir disso, proporcionar uma melhor qualidade de vida à população.

A MA é um processo de confecção que utiliza a união de materiais para a fabricação de objetos a partir de modelos tridimensionais. Esta união é feita camada a camada de material depositado e proporciona múltiplas vantagens quando comparada aos processos de manufatura convencionais. Dentre as vantagens deste processo, a capacidade de produção individualizada de componentes complexos chama a atenção para a área de produção de próteses a partir de materiais biocompatíveis (PEREIRA, 2015).

Para Silva et al. (2004 apud NORITOMI et al., 2006), esta nova tecnologia tem permeado vários domínios do conhecimento na área da saúde, como no auxílio de diagnósticos, no planejamento de cirurgias complexas e como ferramenta para a construção de próteses personalizadas.

Com essa tecnologia de fabricação camada a camada possibilitou-se encurtar tanto a cadeia de desenvolvimento de produto, como também a cadeia de produção através do ferramental e do processo de manufatura rápido (HOPKINSON et al., 2006, apud NORITOMI, et al. 2006).

A respeito da técnica da MA, dois componentes são de extrema relevância para o processo, o tipo de material bruto empregado e a fonte de energia utilizada para processar o componente. Diante disso, as três principais categorias de manufatura aditiva utilizadas atualmente são: recobrimento sucessivos de camadas de pó, injeção de pó junto ao feixe de laser e o sistema de fabricação de formas livres que não utilizam lasers (PEREIRA, 2015).

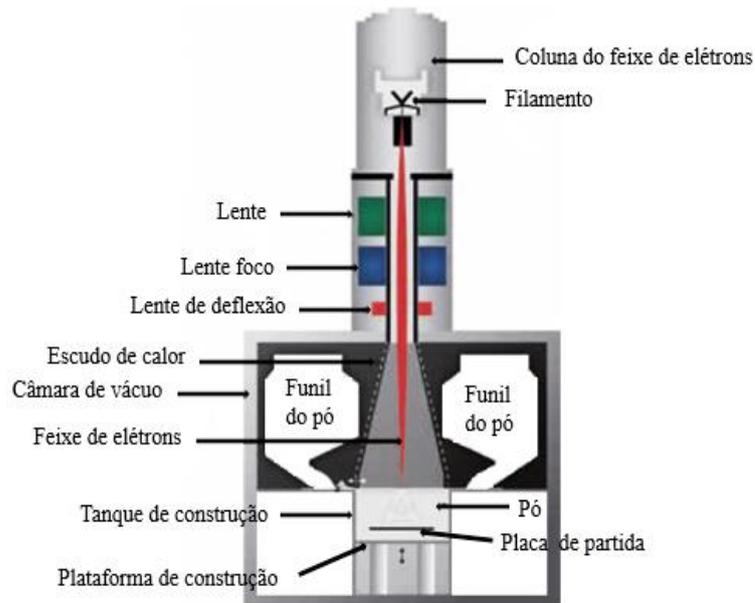
A fusão por fluxo de elétrons, como é conhecida no Brasil, é uma técnica que consiste em utilizar um recobrimento de pó metálico em câmaras fechadas, a atmosfera controlada e com uma fonte de energia oriunda do feixe de elétrons para fundir o pó metálico, depositando-o sobre camadas a fim de produzir o componente no formato final especificado (PEREIRA, 2015).

O feixe de elétrons responsável por levar energia até o pó metálico, é emitido por um filamento aquecido a uma temperatura de 2500 °C e acelerado por um ânodo. O foco que direciona o feixe de elétrons sobre o pó metálico é mantido por bobinas magnéticas, enquanto o outro campo magnético controla sua deflexão (NORITOMI et al., 2006). Este feixe com energia cinética que varia da ordem de 10 a 100 keV é direcionado ao pó metálico, onde serão absorvidos e transmitidos a regiões profundas ou difundidos por causa do ângulo de deflexão (KLASSEN et al., 2017).

Segundo Kanaya e Okayama (1972) cerca de 80 a 90 % da energia oriunda do feixe eletrônico é absorvida pelo pó metálico, o restante 10 a 20% são retroespalhados e perdido para o ambiente. Deste modo, o *EBM* torna-se um processamento de MA eficiente, uma vez que o

elevado percentual da energia cinética é transmitido e absorvido pelo pó metálico sob forma de calor, promovendo sua consolidação. Na Figura 10 é mostrado o equipamento responsável pela fusão do pó metálico utilizando a técnica de fusão por fluxo de elétrons (*EBM*).

Figura 10 – Equipamento utilizado para fusão do pó metálico, modelo - Arcam Q 10

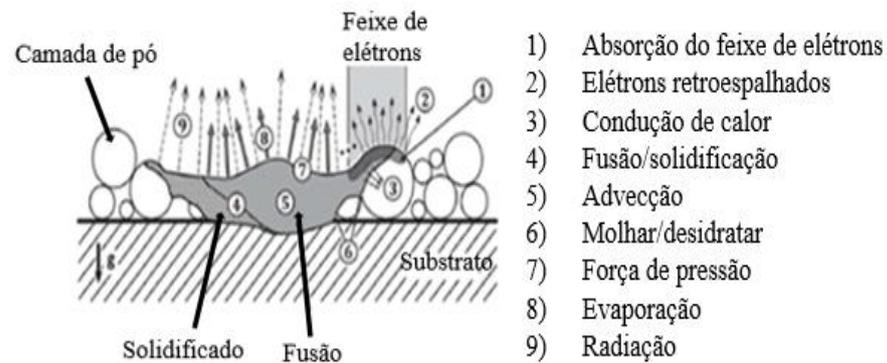


Fonte: Arcam *EBM* Technology, 2018.

Os efeitos físicos consistem primeiramente na interação do fluxo de elétrons que são acelerados em direção ao pó metálico com uma energia cinética da ordem de 10 a 100 keV. Parte desta energia é dividida entre processos de absorção, transmissão a regiões profundas e retroespalhamento, sendo este último processo físico oriundo das deflexões de grande ângulo.

Diante disso, considerando um balanço energético dos respectivos processos, a energia significativa é aquela consumida durante a fusão e pelo resfriamento durante a evaporação, enquanto a energia radiativa é desprezível (KLASSEN et al., 2017). A Figura 11 ilustra a interação física do feixe com o pó metálico para a fusão, consolidação e solidificação, respectivamente.

Figura 11 – Efeitos físicos gerados durante a fusão do pó metálico utilizando o feixe de elétrons focalizado



Fonte: Adaptado de Klassen et al., 2017.

A extrema relevância para a fabricação de biomaterial com a utilização desta técnica de processo são as vantagens que ele proporciona ao processo de confecção do produto. A técnica permite tanto um controle da composição química quanto da concentração em cada local do produto fabricado.

Este conceito de gradiente funcional, em torno da composição química e da concentração de material, permite uma otimização e um uso da resistência do material de acordo com a resistência global estipulada em projeto (NORITOMI et al., 2006). Além da possibilidade de projetar peças com grande controle dimensional e da porosidade, possibilitando a construção de estruturas mistas com núcleos sólidos e superfícies porosas, a partir do titânio comercialmente puro e as ligas Ti-6Al-4V e Co-Cr-Mo (NORITOMI et al., 2006).

Porém, quanto a microestrutura formada, a mesma pode variar de acordo com os parâmetros do processo. Por exemplo, a distância entre a camada de pó depositada e a mesa contendo o feixe de varrimento pode interferir não só na granulometria do material como também na formação de uma fase característica da liga (GALARRAGA, 2016).

Um outro fator questionável em torno do processo está relacionado as desvantagens, como o alto custo relacionado aos equipamentos de impressão 3D em metais e o consumo elevado de energia durante a sinterização dos metais (RODRIGUES et al., 2017).

5.0 MATERIAL E MÉTODOS

Esta seção será iniciada com a apresentação e descrição do material que é objeto do estudo. Em seguida, para responder aos objetivos propostos, serão expostas as técnicas que foram utilizadas e o que se busca analisar por meio delas.

5.1 Material

O material para elaboração deste trabalho é a liga Ti-6Al-4V, fabricado a partir do pó metálico comercial, cedido pela empresa Biomecnica, localizada na cidade de Jaú – SP.

A construção dos corpos de prova foi realizada por MA, utilizando a técnica *EBM*, no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer em Campinas - SP. Quanto a sua construção, os dois Cp's foram confeccionados geometricamente com bases distintas, a partir da deposição do pó metálico.

As Figuras 12 e 13 indicam o sentido de deposição do pó metálico para a construção do corpo de prova nº 1 e do corpo de prova nº 2, como recebido para análise microestrutural pós processamento.

Figura 12 – Corpo de prova nº 1



Fonte: Aatoria própria, 2018.

Figura 13 – Corpo de prova nº 2



Fonte: Aatoria própria, 2018.

As camadas de pó metálico depositado, para os dois Cp's, foram feitas com bases distintas. Para o Cp nº 1 com diâmetro de 5,80 mm, comprimento total de 96,30 mm e comprimento útil de 36,30 mm, houve uma deposição no sentido direcional longitudinal da peça. Para o Cp nº 2 com diâmetro de 6,00 mm, comprimento total de 76,40 mm e comprimento útil de 36,30 mm, a deposição da camada do pó metálico foi executada no sentido direcional transversal da peça.

Os parâmetros de processo utilizados para a obtenção dos Cp's são: especificações do equipamento, atmosfera, resfriamento em gás hélio, velocidade do feixe 4530 mm/s, corrente máxima do feixe 28 mA, deslocamento de foco do feixe 32 mA e a temperatura superficial do pó acima de 700 °C. Na Tabela 8 tem-se os dados do equipamento.

Tabela 8 – Dados do equipamento, modelo ARCAM Q10

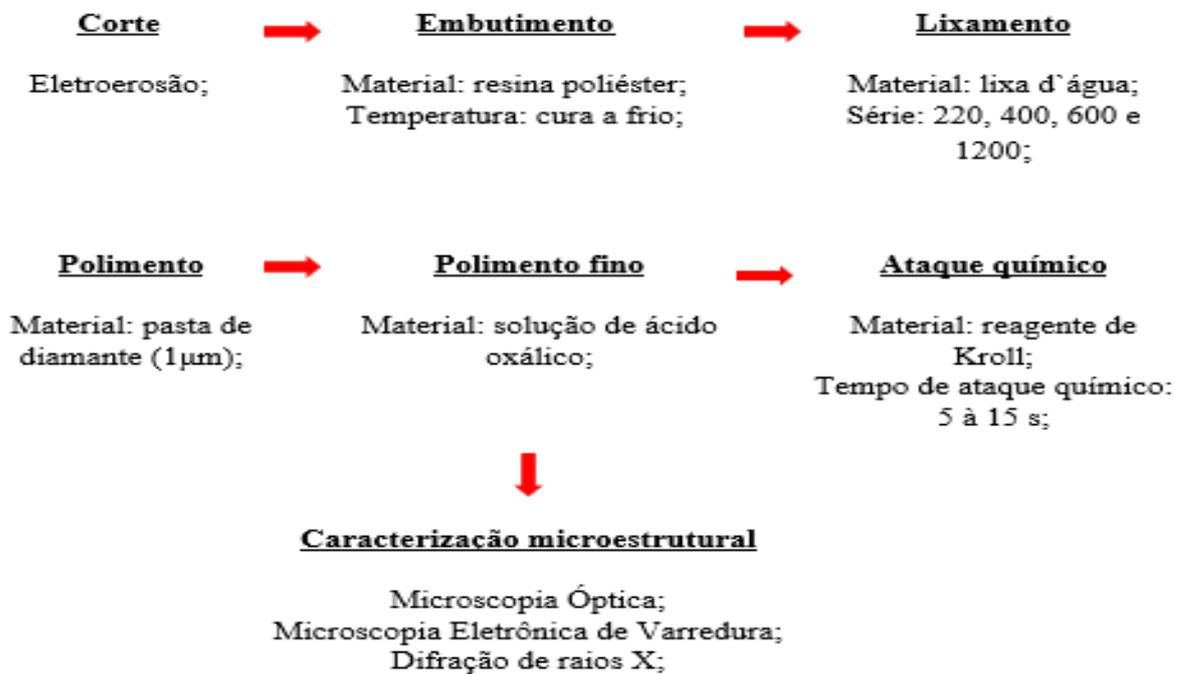
Tipo de processo	Câmara a quente/vácuo elevado
Tamanho máximo da compilação	200 x 200 x 180 mm (W x D x H)
Potência do feixe	3000 W
Tipo de cátodo	Único cristalino
Diâmetro mínimo do feixe	100 µm
Tecnologia <i>EBM</i>	Processo múltiplo de fusão
Velocidade máx. de translação	8000 m/s
Arrefecimento ativo	Dissipador de calor - água
Pressão do vácuo	1x10 ⁻⁵ mbar
Atmosfera	1x10 ⁻³ mbar de pressão parcial de He
Processo de construção - He	1 litro/hora
Capacidade de resfriamento	50-75 litros/construção
Controle do processo	Sistema de câmara de verificação da camada
Alimentação	3 x 400 V, 32 A, 7 kW
Tamanho	1850 x 900 x 2200 mm (W x D x H)
Peso	1420 kg
Computador do processo	PC
Interface <i>CAD</i>	Padrão: STL
Certificação	CE

Fonte: Adaptado do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, 2018.

5.2 Métodos

No fluxograma da Figura 14 são mostradas as etapas da caracterização microestrutural dos Cp's obtidos por *EBM* a partir da liga Ti-6Al-4V. Na sequência, cada etapa será melhor descrita.

Figura 14 – Fluxograma da metodologia aplicada



Fonte: Autoria própria, 2018.

5.2.1 Caracterização Microestrutural

Para a caracterização da microestrutura da liga Ti-6Al-4V os Cp's nº 1 e nº 2 foram submetidos ao corte por eletroerosão, na seção longitudinal e transversal. Em relação às restrições dimensionais do material, houve a necessidade de fabricar um gabarito de aço SAE 1020, com geometria prismática de 140 x 63 x 15 mm e diâmetro semelhante as extremidades dos corpos de prova, para a fixação no equipamento.

Após, a fabricação do gabarito, os corpos de prova foram posicionados e anexados no modelo por colagem, feita a base de araldite, melhorando assim a fixação das extremidades. Concluído o posicionamento e a anexação, o conjunto foi levado ao equipamento para o corte das seções longitudinal e transversal.

Todas as etapas envolvendo a fabricação do gabarito e o corte dos Cp's nº 1 e nº 2 foram realizadas na empresa Giacomini Ferramentaria, localizada em Londrina - PR. A Tabela 9 determina os parâmetros do equipamento utilizados para o corte da liga Ti-6-Al-4V, enquanto a Figura 15 ilustra o equipamento utilizado no corte das seções.

Tabela 9 – Parâmetros envolvidos na etapa do corte

Modelo do equipamento	Fanuc Robocut
Eletrodo	Fio de latão
Espessura do fio	0,25 mm
Velocidade de corte	3,8 mm/min
Fluído de resfriamento	água + resina deionizada
Amperagem do equipamento	1,7-1,9 A
Voltagem do equipamento	33-38 V

Fonte: Aatoria própria, 2018.

Figura 15 – Equipamento utilizado para o corte das seções dos Cp's



Fonte: Aatoria própria, 2018.

A Figura 16 representa o gabarito de aço SAE 1020 fabricado para o posicionamento mediante a anexação dos Cp's, com o objetivo de realizar o procedimento de corte.

Figura 16 – Gabarito de aço SAE 1020 fabricado para anexação e posicionamento dos Cp's durante o corte



Fonte: Aatoria própria, 2018.

Após o corte e a retirada das seções da área útil dos corpos de prova, realizou-se a etapa do embutimento em resina de cura a frio para a execução do ensaio metalográfico e posteriormente, as mesmas foram atacadas em uma solução com reagente de Kroll, para revelar a microestrutura do material.

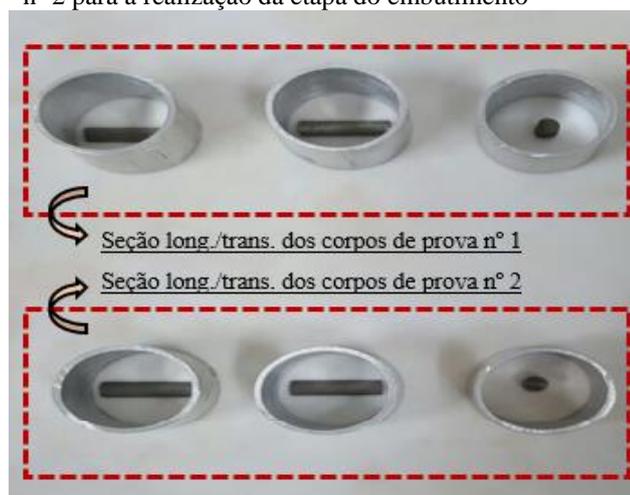
5.2.2 Embutimento

As etapas do embutimento, lixamento, polimento e ataque químico foram executados no Laboratório B003 do DAEMA da UTFPR - LD. Para o embutimento, utilizou-se uma resina de cura a frio e um agente endurecedor, ambos da marca Anjos Tintas e cilindros vasados de alumínio, com diâmetro 28,04 mm e altura 28,28 mm respectivamente, juntamente com um substrato de piso cerâmico.

Durante esta etapa de preparação, as seções longitudinal e transversal dos Cp's nº 1 e nº 2 foram posicionadas no interior do suporte cilíndrico sobre o substrato cerâmico. Após o posicionamento, foi realizada a preparação da mistura de resina com o agente de cura, na seguinte proporção: 50 gotas de catalisador (Colas, 9 ml) para 100 g de resina poliéster.

O tempo final de secagem recomendado pelo fabricante foi de 2 h. A Figura 17 representa a etapa de montagem para o embutimento, dos Cp's nº 1 e nº 2, representando quatro seções longitudinais e duas transversais.

Figura 17 – Posicionamento das seções dos Cp's nº 1 e nº 2 para a realização da etapa do embutimento



Fonte: Autoria própria, 2018.

Posterior ao preenchimento dos cilindros com resina, contendo a seção dos corpos de prova, esperou-se um período de 24 h para realizar a desmoldagem dos mesmos e obtenção das seções transversal/longitudinal embutidas.

5.2.3 Lixamento

O lixamento das seções dos Cp's nº 1 e nº 2 foi realizado com lixa d'água, da marca Norton, em uma politriz modelo PFL da Fortel. A sequência granulométrica das lixas utilizadas foi: 220, 400, 600 e 1200.

Durante o procedimento, as seções foram rotacionadas com uma angulação de 90°, a partir do momento em que se avançam a série das lixas.

5.2.4 Polimento

O polimento foi executado em duas etapas. Primeiro, foi feito um polimento em pasta de diamante (1µm) com auxílio de um pano aveludado, previamente umedecido. Posteriormente, um polimento fino foi efetuado nas amostras com uma solução de ácido oxálico 5% em volume (JESUÍNO et al., 2001).

A solução foi preparada utilizando uma pipeta graduada para medição do volume tanto do ácido quanto da água. Após preparar a solução, verteu-se a mesma sobre o pano para polimento químico e com auxílio da politriz, as amostras foram polidas. Ambos os procedimentos de polimento foram realizados no Laboratório B003 do DAEMA da UTFPR - LD.

5.2.5 Ataque químico

Para revelar a microestrutura da liga Ti-6Al-4V foi realizado um ataque químico com reagente de Kroll. Uma solução foi preparada com 50 ml de água destilada, 30 ml de ácido nítrico (65% v) e 10 ml de ácido fluorídrico (40% v).

O procedimento durante o ataque químico consistiu na imersão de um pedaço de algodão na solução e o seu respectivo atrito sobre a superfície metálica dos Cp's, durante intervalos de tempo de 5, 10 e 15 s, de acordo com a norma ASTM E407-07 (item 187).

5.2.6 Análise microestrutural por Microscopia Óptica (MO)

O objetivo da análise dos corpos de prova fabricado por *EBM* por meio da MO foi observar a morfologia dos grãos e os seus contornos, assim como caracterizar suas respectivas fases e detectar a presença de uma possível porosidade. O MO utilizado foi o Zeiss, modelo AX10, pertencente ao LCE-DEMA da UFSCAR.

5.2.7 Análise microestrutural por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A análise microestrutural utilizando MEV tem como objetivo observar um volume maior da amostra, os detectores de elétrons secundários (SE) são responsáveis por gerar micrografias de topografia da amostra. Enquanto, os detectores de *Energy Disperse X rays Spectroscopy (EDS)* ferramenta acoplada ao MEV são os responsáveis por fornecer dados semi quantitativos sobre a microanálise elementar realizada nas amostras (DEDAVID; GOMES; MACHADO, 2007).

Diante disso, será realizado uma a microanálise semi quantitativa e um caracterização química do material, uma vez que através da identificação e distribuição dos elementos químicos, será possível notar se houve ou não um controle de homogeneidade da composição química durante o processamento (DEDAVID; GOMES; MACHADO, 2007).

O MEV marca Philips e modelo FEG XL 30 com filamento de emissão por campo, pertencente ao LCE-DEMA da UFSCAR, foi o equipamento utilizado para realizar a leitura e análise das amostras. Uma microanálise da liga foi realizada por *EDS (Energy Disperse X rays Spectroscopy)* com auxílio de um espectrômetro manométrico e um software da marca Bruker, assim como o mapeamento da região em questão, para obter a informação da composição química, por contraste de imagem, em função do número atômico dos elementos químicos presentes na amostra.

5.2.8 Análise microestrutural pela técnica analítica de Difração de raios X (DRX)

Para a caracterização microestrutural da liga Ti-6Al-4V por DRX uma análise qualitativa e quantitativa foi submetida aos Cp's. Durante a análise qualitativa pode-se identificar as estruturas cristalinas presentes no material, assim como as fases característica da liga e os seus planos cristalográficos.

Para a análise quantitativa, cujo objetivo era dimensionar o tamanho médio do cristalito utilizou-se como ferramenta o *software Origin* obtendo o FWHM de cada pico característico para os dois Cp's e posteriormente, aplicou-se os dados adquiridos na equação de Scherrer com a finalidade de encontrar o tamanho médio do cristalito para as duas amostras em análise.

Segundo Salgado (2003), a equação (1) de Scherrer possibilita através dos parâmetros k , λ , β e Θ calcular o tamanho dos cristalitos (D) presentes na amostra.

$$D = (k \times \lambda) \div (\beta \times \cos \Theta), \text{ onde:} \quad \text{equação (1)}$$

k é a constante de proporcionalidade forma esférica (0,91);

λ é o comprimento de onda da radiação Cu (0,154 nm);

β é a largura à meia altura do pico (FWHM) em (rad);

Θ é o ângulo de Bragg referente ao pico característico;

A análise foi realizada no LCE-DEMA da UFSCAR, com o auxílio do difratômetro de raios X Bruker, modelo D8 Advance ECO com sistema 2Θ , configurado na geometria de Bragg - Bretano, cuja a fonte de raios X possui um ânodo de cobre, com linha de emissão de 1,54 Å/8,047 KeV (Cu- $K\alpha_1$) que opera na potência de KW (40KV x 25mA).

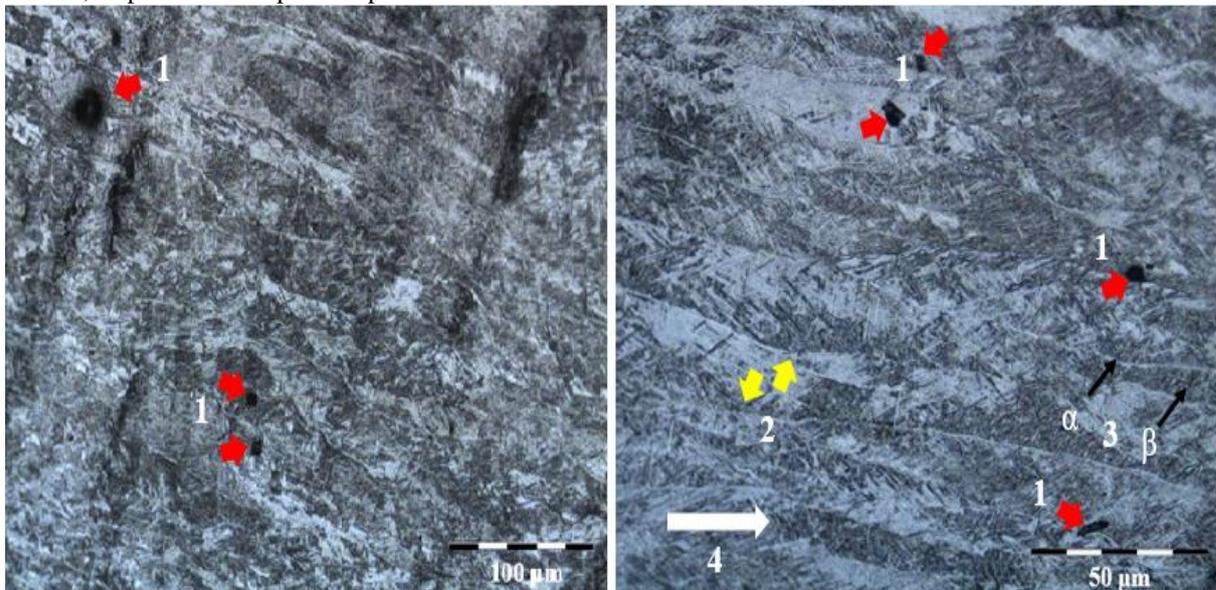
O difratômetro possui detector de alta velocidade, modelo SSD 160, o qual permite aquisição rápida dos padrões de difração com elevada contagem de picos e porta amostra rotativo (*Rotary Sample Stage*), utilizado para análise de difração de pó, sendo possível também analisar amostras volumosas, como bulk.

6.0 RESULTADOS E DISCUÇÕES

6.1 Análise microestrutural por MO

Na Figura 18 é apresentada a micrografia característica da liga Ti-6Al-4V, como recebida. Contudo, ao analisá-la é possível obter informações intrínsecas, a respeito do histórico processual *EBM* durante a construção do material. Nota-se, por exemplo, a presença de uma porosidade relativa baixa, com poros de geometria e diâmetro distintos variando entre o formato esférico e o irregular, seta vermelha nº 1.

Figura 18 – Microestrutura característica da liga Ti-6Al-4V como recebida, obtida por MO com aumento de 10x e 20x, respectivamente para o Cp nº 1



Fonte: Autoria própria, 2018.

Segundo Galarraga et al. (2016), a presença dos dois tipos de poros está associada a dois fatores, os poros esféricos são oriundos do processo de atomização do pó metálico e os poros irregulares são originados das camadas depositadas não fundidas do material, ambos indicados pela seta nº1.

Quanto à granulometria da amostra é possível identificar (seta amarela nº 2) a extremidade dos contornos de grãos, com aspecto morfológico colunar. Diante disso, é possível que o diâmetro do feixe de fluxo dos elétrons seja semelhante à dimensão do tamanho dos grãos, uma vez que é a partir da poça de fusão do pó metálico que se obtém a formação granulométrica.

Mediante as fases presentes no material, a seta preta nº 3, identifica a fase α que possui formato de grãos colunares, oriundos de uma nucleação prévia a partir dos contornos de grão da fase β , também colunares e identificado na micrografia (SAFDAR et al., 2012).

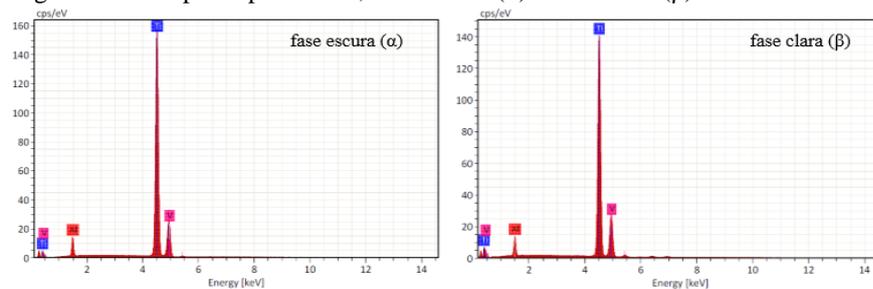
Outra informação pertinente e identificada pela micrografia é o crescimento direcional dos grãos. Após a solidificação da primeira camada há a necessidade de depositar uma segunda camada, fundindo-a e solidificando-a, sucessivamente até a construção do produto final. Certamente, haverá troca de calor entre camadas subjacentes pois, a espessura de cada camada coincide com a espessura mínima do feixe de elétrons, que é da ordem 100 μm .

Diante deste conceito, afirma-se que o crescimento direcional dos grãos acompanha a direção de varrimento do feixe de elétrons, indicando a direção do processamento como confirmado nos relatos encontrados na literatura (SAFDAR et al., 2012) e indicado na Figura 18 pela seta nº 4.

6.2 Espectroscopia de raios X de Dispersão de Energia (EDS)

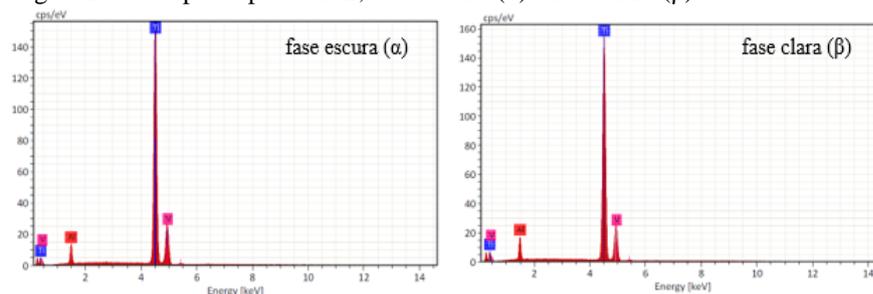
Uma microanálise química semi quantitativa feita por *EDS* sob os quatro pontos que delimitavam a fase α (matriz) e a fase β , dos corpos de prova Cp nº 1 e Cp nº 2, estão representados pelas Figuras 19 e 20, respectivamente.

Figura 19 – Corpo de prova nº 1, fase escura (α) e fase clara (β)



Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 20 – Corpo de prova nº 2, fase escura (α) e fase clara (β)



Fonte: Autoria própria, 2018.

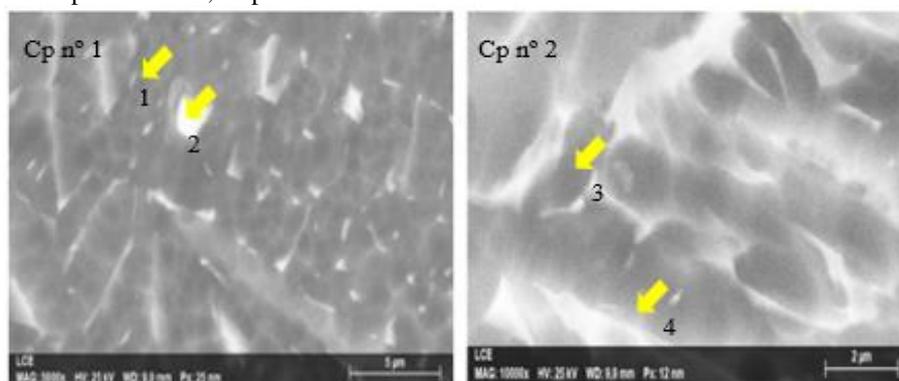
Diante dos resultados apresentados, é possível constatar a presença dos elementos químicos titânio, alumínio e vanádio presentes nas amostras e excluir a possibilidade de qualquer tipo de contaminante, como o esperado. Caracterizando desta forma, a capacidade de pureza química restrita ao processo *EBM*. Porém, a semelhança de intensidade dos picos característicos não descarta a hipótese de que a direção de deposição do pó metálico para construção dos Cp's não influencia na composição microestrutural do material.

Para a execução da microanálise quantitativa por *EDS*, foi realizado em ambas as seções dos Cp's uma leitura pontual sobre a fase α (região escura) e a fase β (região clara), totalizado uma amostragem de quatro pontos escolhidos e indicados pelas setas amarelas na Figura 21.

Após a leitura e compilação dos dados fornecidos pelo *EDS*, calculou-se uma média a partir do percentual em massa (m) e massa normalizada (m.n), para as fases características α e β .

Na Tabela 10 são apresentados os resultados da composição das fases presentes com o percentual de composição química obtida.

Figura 21 – Imagem obtida a partir da leitura pontual sobre as fases α e fase β para os Cp's n°1 e n°2, respectivamente



Fonte: Autoria própria, 2018.

Tabela 10 – Análise da composição química das fases características para o Cp n° 1 e Cp n° 2

	Fases	titânio		alumínio		vanádio	
		% m.	m.n	% m.	% m.n	% m.	% m.n
Cp n°1	α (1)	86,65	91,96	5,19	5,51	2,39	2,52
	β (2)	78,89	89,97	3,76	4,32	5,05	5,43
Cp n°2	α (3)	84,38	91,80	5,43	5,91	2,10	2,28
	α (4)	80,68	91,64	5,29	6,00	2,17	2,35

Fonte: Autoria própria, 2018.

Analisando o percentual em m ou m.n e partindo do pressuposto que os elementos químicos alumínio e vanádio são formadores de fase α e β , respectivamente, nota-se que para o Cp nº 1 a fase α (1) é estabilizada devido o percentual de alumínio ser superior ao de vanádio.

Em contrapartida, ao analisar a fase β (2), nota-se que o valor percentual de vanádio é superior ao de alumínio, determinando a fase beta característica do material. Logo, conclui-se que para o Cp nº 1 há a formação de uma fase bimodal durante a sua construção.

Por outro lado, ao analisar o Cp nº 2, nota-se que o percentual de alumínio também é superior ao de vanádio, caracterizando desta forma a presença da fase α (3 e 4) no material.

Já, ao analisar o percentual de vanádio para uma possível fase β , nota-se que o mesmo apresenta um valor abaixo do percentual de alumínio. Logo, não há a possibilidade de caracterizá-lo como uma fase β presente no material.

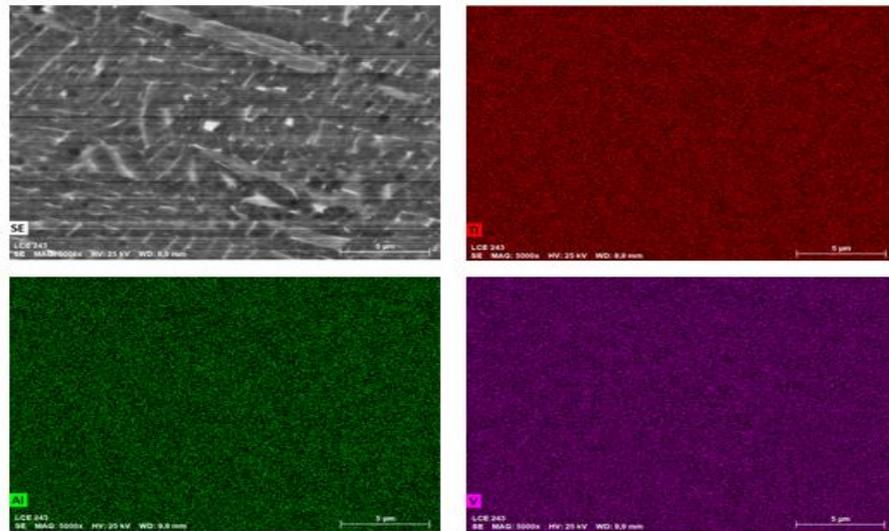
Diante disso, surgem duas hipóteses, ou a direção de construção está influenciando na microestrutura do material através da taxa de resfriamento, podendo haver a formação de uma outra fase característica da liga ou pode haver um desbalanceamento na composição química durante a etapa de processamento do Cp nº 2.

6.3 Mapeamento químico

Para analisar as amostras quanto a homogeneidade da composição química foi realizado um mapeamento para determinar se há ou não segregação, formação de precipitados e se o sentido direcional de construção dos Cp's influencia na distribuição dos elementos químicos presentes na liga.

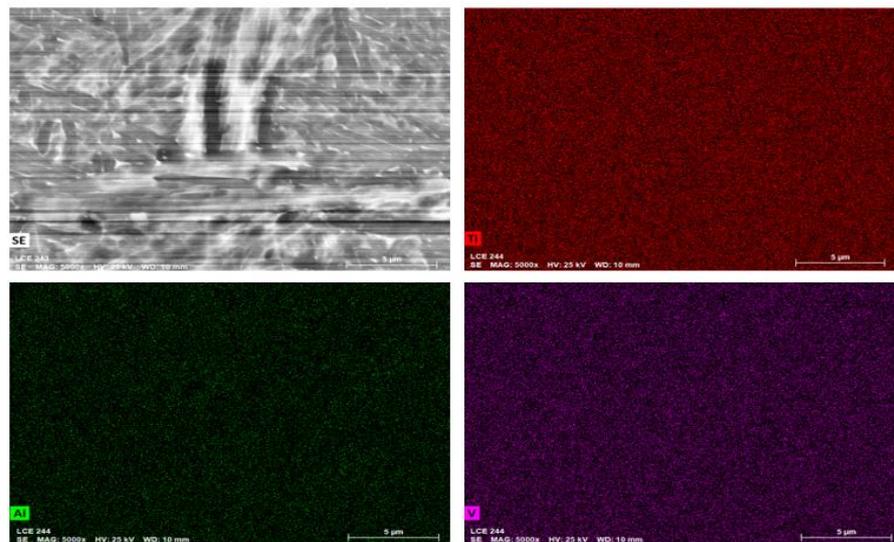
Na Figura 22 é mostrado o resultado do mapeamento químico para o Cp nº 1, seção direcional longitudinal de construção. Na Figura 23 têm-se o resultado do mapeamento químico para o Cp nº 2, seção direcional transversal de construção.

Figura 22 – Mapeamento químico do Cp nº 1 com seção direcional longitudinal de construção da região mapeada, titânio em vermelho, alumínio em verde e vanádio em roxo



Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 23 – Mapeamento químico do Cp nº 2 com seção transversal direcional de construção da região mapeada, titânio em vermelho, alumínio em verde e vanádio em roxo



Fonte: Autoria própria, 2018.

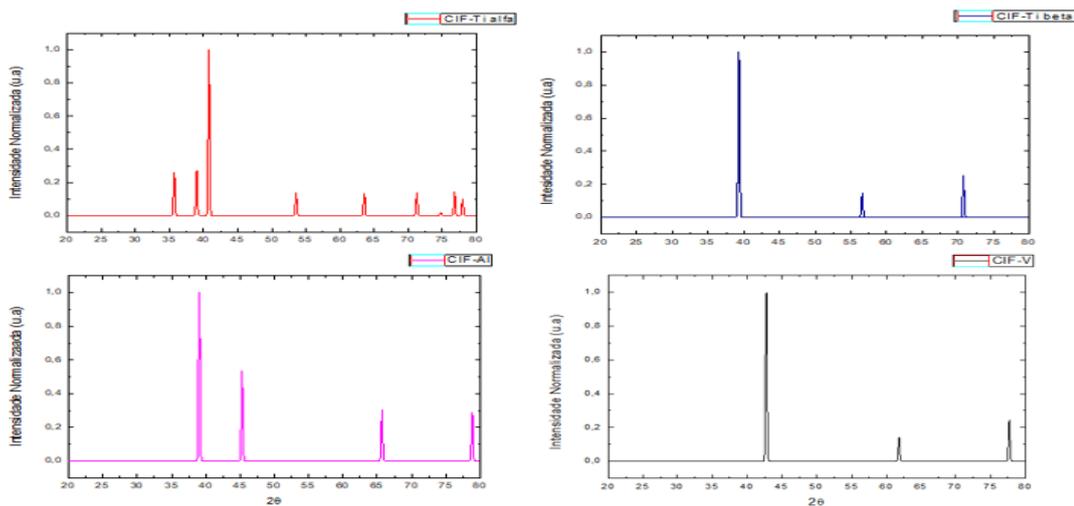
Analisando as imagens da Figuras 22 e 23, nota-se que ambas indicam uma excelente homogeneidade química evidenciando deste modo que não há formação de segregados. Contudo, ao comparar a direção de construção dos Cp's nº 1 e nº 2, afirma-se também, que o sentido direcional não interfere na distribuição dos elementos ao longo das seções, seja ela transversal ou longitudinal.

Porém, quanto à formação da fase bimodal ($\alpha+\beta$), não é possível afirmar que os parâmetros (geometria, direção de construção e taxa de resfriamento) não influenciam na formação microestrutural.

6.4 Análise microestrutural por Difração de raios X (DRX)

Na Figura 24 são mostrados os gráficos de DRX com a intensidade normalizada em função do ângulo 2θ , para os elementos químicos titânio (α), titânio (β), alumínio, vanádio e na Tabela 11, os códigos Cif da base dados ICSD, ambos utilizados como referência para a análise qualitativa da identificação de fases da liga Ti-6Al-4V.

Figura 24 – Gráficos característicos de DRX dos elementos químicos titânio (α), titânio (β), alumínio e vanádio



Fonte: Autoria própria, 2018.

Tabela 11 – Código Cif dos elementos característicos formadores da liga Ti-6Al-4V

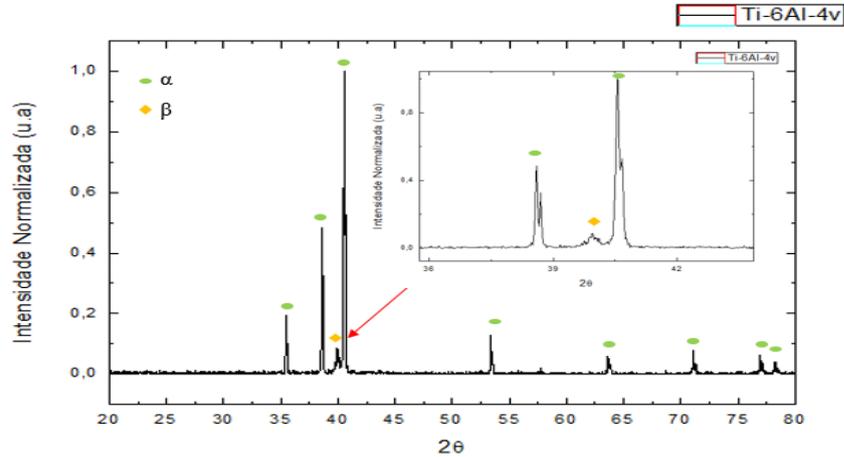
Elemento Químico	Cod. Cif
titânio (α)	52522
titânio (β)	76165
alumínio	53772
vanádio	65339

Fonte: Autoria própria, 2018.

Com a finalidade de caracterizar qualitativamente e identificar as fases presentes nos Cp's nº 1 e nº 2 no sentido direcional de construção longitudinal e transversal respectivamente,

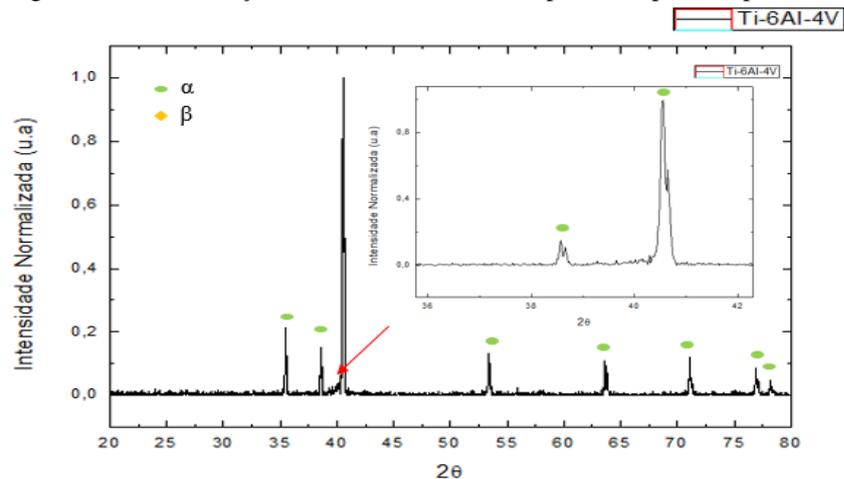
nas Figuras 25 e 26 são apresentados os dados adquiridos a partir da identificação por meio da técnica de DRX.

Figura 25 – Identificação das fases características por DRX para o Cp n° 1



Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 26 – Identificação das fases características por DRX para o Cp n° 2



Fonte: Autoria própria, 2018.

Analisando a Figura 25 e comparando com a base de dados ICSD, é possível identificar através dos picos e dos ângulos 2θ característicos, as fases α e β presentes no Cp n° 1 com sentido direcional de construção longitudinal. Quanto à fase bimodal ($\alpha+\beta$), nota-se também através da mesma ilustração, um percentual de fase α maior quando comparado a fase β .

Já, ao analisar a Figura 26 e compará-la com a base de dados ICSD, para o Cp n° 2 com sentido transversal de construção, é possível identificar uma fase α presente, com intensidades e ângulos de difração característicos, semelhantes à base de dados. Porém, não há indícios da presença da fase β a partir dos dados adquiridos durante o ensaio.

Por outro lado, com o objetivo de concluir a etapa qualitativa de caracterização microestrutural da liga Ti-6Al-4V, optou-se por identificar a estrutura cristalina, os planos cristalográficos e as fases presentes, durante o processamento dos dois Cp's.

Para esta análise, utilizou-se o software Mercury com a base de dados ICSD e os Cif característico de cada elemento químico, e com o auxílio deste foi possível identificar a partir dos ângulos referentes a cada pico característico, os seus respectivos planos cristalográficos (h, k, l).

Na Tabela 12 e 13 são mostrados a estrutura cristalina, o plano cristalográfico e a fase característica obtidos a partir do ângulo difração e da intensidade de radiação para os Cp's nº 1 e nº 2, respectivamente.

Tabela 12 – Relação entre o ângulo de difração, a intensidade, a estrutura cristalina, o plano cristalográfico e a fase característica da liga Ti-6Al-4V para o Cp nº 1

Nº	Ângulo de difração	Intensidade	Estrutura Cristalina	Plano	Fase
1	35,044	12,350	HC	(1,0,0)	α
2	38,408	76,426	HC	(0,0,2)	α
3	38,744	7,410	CCC	(1,1,0)	β
4	40,202	406,248	HC	(1,0,1)	α
5	53,358	51,843	HC	(1,0,2)	α
6	63,58	21,992	HC	(2,-1,0)	α
7	71,17	29,016	HC	(1,0,3)	α
8	76,901	23,748	HC	(2,-1,2)	α
9	78,296	20,237	HC	(2,0,1)	α

Fonte: Autoria própria, 1018.

Tabela 13 – Relação entre o ângulo de difração, a intensidade, a estrutura cristalina, o plano cristalográfico e a fase característica da liga Ti-6Al-4V para o Cp nº 2

Nº	Ângulo de difração	Intensidade	Estrutura Cristalina	Plano	Fase
1	35,541	58,384	HC	(1,0,0)	α
2	38,612	108,079	HC	(0,0,2)	α
3	40,592	188,471	HC	(1,0,1)	α
4	53,397	15,065	HC	(1,0,2)	α
5	63,657	21,611	HC	(2,-1,0)	α
6	71,191	19,099	HC	(1,0,3)	α
7	76,973	14,390	HC	(2,-1,2)	α
8	79,266	12,218	HC	(2,0,1)	α

Fonte: Autoria própria, 2018.

Mediante a análise qualitativa afirma-se que o Cp nº 1, representado pela Tabela 12, apresentou uma estrutura cristalina CCC caracterizando a fase β em um ângulo de difração de

38,744° no plano característico (1,1,0), enquanto os demais picos de intensidade característica apresentaram uma estrutura cristalina HC caracterizando a fase α .

Por outro lado, o Cp nº 2 representado pela Tabela 13 apresentou somente a estrutura cristalina HC em todo intervalo de 20° à 80°, com relação aos planos cristalográficos ambos estão determinados e indicados, segundo o ângulo de difração e a intensidade, pelas duas Tabelas ilustradas acima.

Para a análise quantitativa, cujo objetivo era dimensionar o tamanho médio do cristalito utilizou-se como ferramenta o *software Origin* obtendo o FWHM de cada pico característico para os dois Cp's e posteriormente, aplicou-se os dados adquiridos na equação de Scherrer com a finalidade de encontrar o tamanho (D) e tamanho o médio total (D_m) em nanômetros (nm), para os Cp's nº 1 e nº 2, respectivamente. Os resultados obtidos são mostrados nas Tabelas 14 e 15.

Tabela 14 – Cálculo do tamanho do cristalito para o Cp nº 1

Θ	$\Theta/2$	rad	$\beta = \text{graus}$	$\beta = \text{rad}$	D	D_m (nm)
35,044	17,522	0,306	0,127	0,002	66,148	
38,408	19,204	0,335	0,130	0,002	65,459	
38,744	19,372	0,338	0,338	0,006	25,175	
40,202	20,101	0,351	0,144	0,003	59,415	
53,358	26,679	0,465	0,089	0,002	101,406	66,035
63,58	31,790	0,555	0,241	0,004	39,178	
71,17	35,585	0,621	0,088	0,002	112,445	
76,901	38,451	0,671	0,132	0,002	77,615	
78,296	39,148	0,683	0,218	0,004	47,478	

Fonte: Autoria própria, 2018.

Tabela 15 – Cálculo do tamanho do cristalito para o Cp nº 2

Θ	$\Theta/2$	rad	$\beta = \text{graus}$	$\beta = \text{rad}$	D	D_m (nm)
35,420	17,710	0,309	0,131	0,002	64,372	
38,590	19,295	0,337	0,138	0,002	61,675	
40,560	20,280	0,354	0,145	0,003	59,061	
53,410	26,705	0,466	0,199	0,003	45,184	52,461
63,680	31,840	0,555	0,267	0,005	35,411	
71,090	35,545	0,620	0,162	0,003	60,933	
76,970	38,485	0,671	0,270	0,005	38,000	
78,210	39,105	0,682	0,188	0,003	55,051	

Fonte: Autoria própria, 2018.

Ao analisar o tamanho médio (D_m) obtidos a partir dos dados adquiridos, nota-se que o Cp nº 1 com sentido de construção longitudinal Tabela 14, apresenta um tamanho médio de

crystalito de 66,035 nm. Em contrapartida, o Cp nº 2 com sentido de construção transversal Tabela 15 apresenta tamanho médio de crystalito de 52,461 nm.

Diante disso, pode ser que a direção com relação à base de construção dos Cp's esteja influenciando na formação da microestrutura das fases características, uma vez que a seção de construção é dimensionalmente diferente para ambos e, ao comparar as duas amostras, observa-se que o Cp nº 2, quanto ao tamanho médio do crystalito, apresenta uma estrutura granulométrica menor e mais refinada.

7.0 CONCLUSÃO

De acordo com a análise microestrutural da liga, foi possível identificar através do MO as fases características α e β , ambas com morfologias colunares, sendo que a fase α apresentou uma nucleação e um crescimento de grãos a partir dos contornos colunares da fase β .

Em relação à presença de poros na amostra, o mesmo foi identificado e notou-se que eles apresentam dois aspectos morfológicos, um esférico e o outro irregular. Os poros esféricos são associados ao processo de atomização do pó metálico, os com morfologia irregular são oriundos da não fusão de parte da camada depositada. Além disso, foi possível constatar por MO um volume poroso relativamente baixo.

Outro aspecto relevante diz respeito à orientação granulométrica das fases, ambas são direcionadas ao logo do feixe de varrimento do feixe de elétrons, informando que a direção de crescimento dos grãos é tida como o sentido direcional do processamento para os Cp's.

Quanto a análise realizada por MEV, dois aspectos tornaram-se evidentes. Na análise semi qualitativa feita por EDS, confirmou-se a presença dos elementos químicos titânio, alumínio e vanádio, como era esperado. Através dos gráficos característicos, excluiu-se também a presença de uma possível contaminação da amostra, caracterizando a capacidade de pureza do processamento.

Mediante a microanálise quantitativa foi determinado o percentual, em massa, de cada elemento químico, evidenciando a influência que os elementos químicos alumínio e vanádio exercem na função de estabilizadores da fase α e β , respectivamente.

Outra análise realizada para os Cp's nº 1 e nº 2 foi o mapeamento químico que constatou, para ambos, a não formação de segregados durante a construção, caracterizando desta forma, o processo como homogêneo quanto à distribuição dos elementos químicos formadores da liga.

Os resultados do DRX confirmaram a presença da fase bimodal ($\alpha+\beta$) para o Cp nº 1, com uma estrutura cristalina HC e CCC. Para o Cp nº 2 os dados obtidos evidenciaram somente uma fase α , cuja estrutura cristalina é HC.

Por fim, com uma análise quantitativa buscou-se determinar o tamanho médio do cristalito, aplicando a equação de Scherrer para os dois Cp's. O Cp nº 1 apresentou um tamanho médio de cristalito da ordem de 66,035 nm, superior ao Cp nº 2, que obteve tamanho médio de 52,461 nm.

A partir dos dados obtidos, é notório que há uma diferença quanto ao tamanho médio dos cristalitos. Sendo assim, duas hipóteses podem estar associadas a essa diferença dimensional, no que tange o sentido direcional de construção dos Cp's.

Na primeira hipótese, como a área útil da seção transversal de construção do Cp nº 2 era menor ($28,274 \text{ mm}^2$), quando comparada ao Cp nº 1 ($210,54 \text{ mm}^2$), a taxa de resfriamento pode ter influenciado para a formação de uma microestrutura mais refinada, evidenciando um tamanho médio de cristalito menor.

Por outro lado, em uma segunda hipótese, o fator relevante que evidencia a diferença do tamanho médio do cristalito diz respeito a distância entre a camada depositada de pó metálico e a mesa contendo o feixe de varrimento do fluxo de elétrons, sendo assim esta distância interfere não só no tamanho médio do cristalito como também na formação de uma fase característica do material.

8.0 CONTRIBUIÇÃO CIENTÍFICA

Com o intuito de atender a demanda por prótese ortopédicas e/ou implantes, faz-se necessário não só aprimorar os meios tradicionais de fabricação, mas também desenvolver novas rotas de processamento que possibilitem um produto de ótima qualidade funcional com um preço acessível.

Diante disso, é relevante o entendimento não só dos conceitos e parâmetros envolvidos no processo de fabricação, como também a seleção do material adequado para alcançar as propriedades e características desejadas no produto.

Logo, com o desenvolvimento dessas novas tecnologias aplicado à fabricação de produtos, a partir da metalurgia do pó, foi possível obter ganhos e similaridades quando comparado aos processos tradicionais.

A manufatura aditiva propicia a redução do desperdício de matéria prima e o alto controle do método de processamento possibilita satisfatoriamente a obtenção das fases características e propriedades mecânicas exigidas para atender a demanda de próteses e implantes. Além da sua capacidade de produzir componentes customizados para área da saúde, contribuindo de forma satisfatória para uma melhor qualidade de vida da população.

9.0 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS

A liga Ti-6Al-4V tem sido empregada ao setor de biomaterial ao longo dos anos. Portanto, o estudo em torno da mesma pode ser aprofundado a partir dos resultados obtidos e descritos no corpo deste trabalho. A seguir será descrito algumas sugestões para estimular a elaboração de novos estudos aplicados a liga.

- 1) Aplicar o método de Rietveld para refinar os perfis teóricos dos picos de difração, afim de que estes perfis teóricos se aproximem dos perfis medidos;
- 2) Realizar a desconvolução das fases α e β , oriundas da liga Ti-6Al-4V, fabricada pela técnica de fusão por fluxo de elétrons;
- 3) Correlacionar a microestrutura obtida a partir da direção de construção dos Cp's com as propriedades mecânicas de tração e fadiga;
- 4) Aprofundar cientificamente em busca de formas e alternativas processuais que visam superar o entrave da metalurgia do pó, como o alto custo das máquinas de impressão 3D para metais.

10.0 CRONOGRAMA

Na Tabela 16, tem-se o cronograma das etapas e as atividades que foram realizadas para conclusão do trabalho.

Tabela 16 – Cronograma das etapas e do trabalho

Cronograma TCC2 - 2019					
Atividades	1ª etapa	2ª etapa	3ª etapa	4ª etapa	5ª etapa
Introdução	-	-	15/06/2019	-	-
Justificativa	30/04/2019	30/05/2019	15/06/2019	-	-
Referencial Teórico	30/04/2019	30/05/2019	15/06/2019	-	-
Materiais e Métodos	30/04/2019	30/05/2019	-	-	-
Resultados Esperados	-	30/05/2019	15/06/2019	-	-
Conclusão	-	-	15/06/2019	15/06/2019	-
Apresentação	-	-	-	-	05/07/2019

Fonte: Autoria própria, 2018.

REFERÊNCIAS

- ARCAM EBM TECHNOLOGY. **Creating New Opportunities in Design and Production**. Molndal: ARCAM, 2018. Disponível em: <<http://www.arcam.com/technology/electron-beam-melting/hardware/>>.
- ASKELAND, Donald R; PHULÉ, Pradeep P.; **Ciência e Engenharia dos Materiais**. Tradução: Glória Dulce de Almeida Soares et al. 1. ed. São Paulo: Cengage Learning, 2008.
- ASTM Standard E407-07, **Standard Practice for Microetching Metals and Alloys**. West Conshohocken, PA, ASTM International, (2007). DOI: 10.1520/E0407-07.
- ASTM Standard F138-13a, **Standard Specification for Wrought 18 Chromium-14 Nickel-2.5 Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673)**. West Conshohocken, PA, ASTM International, (2013). DOI: 10.1520/F0138-13a.
- ASTM Standard F2921-11. **Standard Terminology for Additive Manufacturing-Coordinate Systems and Test Methodologies**. West Conshohocken, PA, ASTM International, (2011). DOI: 10.1520/F2921-11.
- BANERGEE, Dipankar; WILLIAMS, J. C. Perspectives on Titanium Science and Technology. **Acta Materialia**, v. 61, p. 844-879, 2013. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S1359645412007902>>.
- BERTOL, Liciane S.; ESCOBAR, Camila F.; KINDLEIN, Wilson J.; SANTOS, Luis A.; MEDEIROS, Eubirajara B.; TORRIANI, Marcos A.; BERGMANN, Carlos P. Projeto, fabricação e avaliação de implantes craniofaciais personalizados: proposta de utilização de materiais combinados. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**. Porto Alegre, v. 26, n. 2, p.79-89, ago. 2010. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/10183/49473>>.
- CORDEIRO, Jairo M.; BARÃO, Valentim 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*, v. 71, p. 1201-1215, 2016. Disponível em: <<http://www.elsevier.com/locate/msec>>.
- DEDAVID, Berenice A.; GOMES, Carmem I.; MACHADO, Giovana. **Microscopia Eletrônica de Varredura: aplicações e preparação de amostras: materiais poliméricos, metálicos e semicondutores**. Porto Alegre: Edipucrs, 2007.
- FRAZIER, William E. Metal Additive Manufacturing: A Rview. **Journal of Materials Engineering and Performace**, v. 23, p. 1917-1928, 2014. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11665-014-0958-z>>.
- GALARRAGA, Haize; LADOS, Diana A.; DEHOFF, Ryan R.; KIRKA; Michael M. Effects of the microstructure and porosity on properties of Ti-6Al-4V ELI alloy fabricated by electron beam melting (EBM). **Journals & Books**. v. 10, p. 47-57, 2016. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S2214860416300331>>.
- GOMES, Luiz S. M. **Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição**. 1. ed. São Paulo: Atheneu, 2015.
- JESUÍNO, G. A; RIBEIRO, L. M. F; NAKAZATO, R. Z; CODARO, E. N; HEIN, L. R. De O. **Propriedades Mecânicas e Resistência a Corrosão da Liga Ti-6Al-4V obtida da**

Reciclagem da Liga Ti-6Al-4V. Materials Research, v. 4, n. 2, p. 63-69, 2001. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/mr/v4n2/v4n2a03.pdf>>.

KANAYA, K.; OKAYAMA, S. Penetration and Energy-Loss theory of Electrons in Solid Targets. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 5, p. 43-58, 1972. Disponível em: <<http://www.iopscience.iop.org/article/10.1088/0022-3727/5/1/308/pdf>>.

KAWASHI, Elizabete Y.; BERTRAN, Celso A.; DOS REIS, RALPHO; ALVES, Oswaldo L. Biocerâmicas: tendências e perspectivas de uma área interdisciplinar. **Química Nova**, v. 23, p.4, 2000. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/26352199_Bioceramicas_tendencias_e_perspectivas_de_uma_area_interdisciplinar>.

KLASSEN, Alexander; FORSTER, Vera E.; JUECHTER, Vera.; KORNER, Carolin. Numerical Simulation of Multi-Component Evaporation During Selective Electron Beam Melting of TiAl. **Journal of Materials Processing Tech**, v. 247, p. 280-288, 2017. Disponível em: <<http://www.elsevier.com/locate/jmatprotec>>.

MAIA, Mário; KLEIN, Emília S.; MONJE, Tatiana V.; PAGLIOSA, Carlos. Reconstrução da estrutura facial por biomateriais: revisão de literatura. **Trabalho realizado na Clínica de Cirurgia Plástica do Hospital de Belo Horizonte, MG, Brasil.** v. 25, p. 566, 2010. Disponível em : <<http://www.sielo.br/pdf/rbcp/v25n3/v25n3a29.pdf>>.

MANÇANARES, Cauê G.; ZANCUL, Eduardo de S.; SILVA, Juliana Cavalcante da.; MIGUEL, Paulo A. C. Additive Manufacturing Process Selection Based on parts' Selection Criteria. **The international Journal of advanced Manufacturing Technology**, v. 80, p. 1007-1014, 2015. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00170-015-7092-4>>.

MELO, Alexandre L. V. de. **Análise das Propriedades das Chapas de Ti ASTM grau 5 (Ti6Al4V) Soldadas por Laser Nd: YAG.** 2007. 118 f. Dissertação (Mestrado em Ciencia dos Materias do Instituto Militar de Engenharia). Instituto Militar de Engenharia, 2007. Disponível em: <http://www.ime.eb.br/arquivos/teses/se4/cm/analisepropriedades_alexandre... · Arquivo PDF>.

MONNERAT, P.; LIMA, L. V. P. C; ALIAGA, L. C. R. Estudo dos Implantes Metálicos para Coluna Vertebral. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 22., 2016, Natal. **Anais Eletrônicos...** Rio Grande do Norte: CBECiMat, 2016. Disponível em: <<http://www.cbecimat.com.br/anais/PDF/308-005.pdf>>.

MOYLAN, Shawn; JURRENS, Kelvin; DONMEZ, M. Alkan; SLOTWINSKI, John; COOKE, April. An Additive Manufacturing Test Artifact. **Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology**, v. 119, p. 429-459, 2014. Disponível em: <https://ws680.nist.gov/publication/get_pdf.cfm?pub_id=914526 >.

NORITOMI, Pedro Y.; MAIA, Izaque A.; SILVA, Jorge V. L.; OLIVEIRA, Marize V. de; PEREIRA, Luiz C.; OLIVEIRA, Marcelo; NARGI, Giampiero; BRASIL, Cristiane. Considerações da Prototipagem Rápida Metálica na Fabricação Direta de Implantes Femorais Personalizados. In: 4º CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, 8., 2006, Caxambu. **Anais Eletrônicos...** Minas Gerais, 2006. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/269275573_Consideracoes_sobre_o_uso_da_prototipagem_rapida_metalica_na_fabricacao_direta_de_implantes_femorais_personalizados>.

NUNES, Lacerda de P.; KREISCHER, Anderson T. **Introdução à Metalurgia e aos Materiais Metálicos**. 1. ed. Rio de Janeiro: Interciência, 2010.

ORÉFICE, Rodrigo L.; PEREIRA, Marivalda M de. **Biomateriais: Fundamentos e Aplicações**. ed. 1. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.

PEREIRA, Milton. Tendência Tecnológicas das Máquinas de Manufatura Aditiva 3D em Metal por SLM para a Próxima Década. In: 8º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO, 18 – 22 ., 2015, Salvador. **Anais Eletrônicos...** Salvador: coBef, 2015. Disponível em: <<http://www.cobef.com.br/anais/PDFS/COF-2015-0107.PDF> ·Arquivo PDF>.

PIRES, Ana R. L.; BIERHALZ, Andréa K. C.; MORAES, Ângela M. Biomateriais: Tipos, Aplicações e Mercado. **Química Nova**. Campinas, v. 38, n. 7, p. 957-971, maio. 2015. Disponível em : <<http://dx.doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>>.

ROCHA, Bruno A. da S. **Desenvolvimento do Processo de Próteses em Ligas de Titânio**. 2010. 140 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica) – INEGI – Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Faculdade de Engenharia do Porto, 2010. Disponível em: <<https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/57731/1/000144616.pdf>>.

RODRIGUES, Vinícius P.; ZANCUL, Eduardo de S.; MANÇANARES, Cauê G.; GIORDANO, Caio M.; SALERNO, Mario S. **Manufatura Aditiva: estado da arte e framework de aplicações**. Gestão da Produção, Operações e Sistemas, n. 3, p. 1-34, 2017. Disponível em : <<https://revista.feb.unesp.br/index.php/gepros/article/view/1657/784>>.

ROGERO, Sizue O.; SAIKI, Mitiko; ROGERO, José R.; COSTA, Isolda; CRUZ, Áurea S.; SANTOS, Rezolina P. Estudo da Citotoxicidade de Elementos de Ligas Metálicas Utilizadas como Biomateriais. Im: 17º CONGRESSO BRASILEIRO DE CIÊNCIAS E ENGENHARIA DOS MATERIAIS, p. 15–19., 2006, Foz do Iguaçu. **Anais Eletrônicos...** Foz do Iguaçu:CBECIMat,2006.Disponível em:<<http://www.ipen.br/biblioteca/2006/cbecimat/12569.pdf>>.

SALGADO, J. R. C.; GONZALES, E. R. **Correlação entre a atividade catalítica e o tamanho de partículas de Pt/C preparados por diferentes métodos**. Eclética Química. v. 28, p. 75-84, 2003. Disponível em: <<https://scholar-google-com-br.ez48.periodicos.capes.gov.br/scholar?hl=ptBR&q=Correla%C3%A7%C3%A3o+entre+a+atividade+catal%C3%ADtica+e+o+tamanho+de+part%C3%ADculas+de+Pt%2FC+preparado+s+por+diferentes+m%C3%A9todos>>.

SHASHIKANT, Joshi; PRAVIN, Pawar; ASIM, Tewari; SUHAS S., Joshi. Effect of β Phase Fraction in Titanium Alloys on Chip Segmentation in their Orthogonal Machining. **CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology**, v. 7, p. 191-201, 2014. Disponível em: <<http://www.elsevier.com/locate/cirpj>>.

SAFDAR, A.; WEI, L. Y.; SNIS; A., LAI, Z. Evaluation of microstructural development in electron beam melted Ti-6Al-4V. **Materials Characterization**. v. 65, p. 8-15, 2012. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S1044580311002889>>.

SEHNEM, Dayany P.; BENAMOR, Letícia; JESUS, Liliane de Sá; VALENTIM, Rodrigo M. de; SOUZA, Erika G. T.; ZAMBUZZI, Willain F.; TAKAMORI, Esther R. Métodos Alternativos para a Avaliação da Citotoxicidade de Biomateriais. **Revista Cuidados em Saúde**.

Rio de Janeiro, v. 6, n. 2, p. 6-9, 2012. Disponível em: <<http://publicacoes.unigranrio.edu.br/index.php/racs/article/viewFile/1894/882>>.

WOHLERS REPORT. **Dramatic Rise in Metal AM System Sales**, 2018. Disponível em: <<http://www.3dprinting.com.br/manufatura-aditiva-em-metal-registra-crescimento-de-21-aponta-wohlers-report-2018/>>.

WONG, Kaufui V.; HERNANDEZ, Aldo. A Review of Additive Manufacturing. **International Scholarly Research Network**, v. 2012, p. 10, 2012. Disponível em: <<https://www.hindawi.com/journals/isrn/2012/208760/>>.