



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Ilha Solteira

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Desenvolvimento, comportamento mecânico e microestrutural
de uma prótese mandibular em liga de titânio produzida por
sinterização direta a laser de metal (DMLS).

Rafael Ferreira Gregolin

Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia - UNESP - Campus de Ilha Solteira,
para obtenção do título de Mestre em Engenharia
Mecânica.

Área de Conhecimento: Materiais e Processos de
Fabricação.

Orientador: Prof. Dr. Ruis Camargo Tokimatsu

Ilha Solteira

2013

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

G819d Gregolin, Rafael Ferreira.
Desenvolvimento, comportamento mecânico e microestrutural de uma prótese mandibular em liga de titânio produzida por sinterização direta a laser de metal (DMLS) / Rafael Ferreira Gregolin. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2013
107 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Materiais e Processos de Fabricação, 2013

Orientador: Ruís de Camargo Tokimatsu
Inclui bibliografia

1. Prototipagem rápida. 2. Implantes. 3. Titânio. 4. Bioengenharia. 5. Biomateriais. 6. Implantes personalizados.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Desenvolvimento, comportamento mecânico e microestrutural de uma prótese mandibular em liga de titânio produzida por sinterização direta a laser de metal (DMLS)

AUTOR: RAFAEL FERREIRA GREGOLIN

ORIENTADOR: Prof. Dr. RUIS CAMARGO TOKIMATSU

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica ,
Área: MATERIAIS E PROCESSOS DE FABRICAÇÃO, pela Comissão Examinadora:



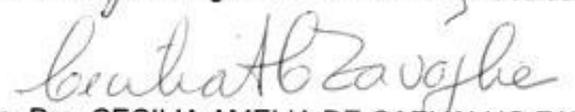
Prof. Dr. RUIS CAMARGO TOKIMATSU

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. JOAO ANTONIO PEREIRA

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Profa. Dra. CECILIA AMELIA DE CARVALHO ZAVAGLIA

Faculdade de Engenharia Mecânica / Universidade Estadual de Campinas

Data da realização: 20 de março de 2013.

Dedico esse trabalho,

Aos meus pais Sonia e Ary pela educação que me proporcionaram e por me apoiarem em todos os momentos.

À minha esposa Rosi pela paciência durante os momentos difíceis e por ser a pessoa que me fortalece para prosseguir buscando superar todos os desafios que a vida me traz.

AGRADECIMENTOS

Ao Orientador Prof. Dr. Ruís Camargo Tokimatsu pela oportunidade de trabalho, pela confiança e pelos conselhos cedidos.

À Prof. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia pelas orientações na área de prototipagem rápida e biomateriais e por todo apoio nas viagens para UNICAMP.

Ao Prof. Dr. Vicente Afonso Ventrella pelos ensinamentos sobre titânio, ensaios metalográficos e microscopia.

Ao Prof. Dr. Juno Gallego pelos conselhos oferecidos e pela ajuda e apoio durante os ensaios microestruturais principalmente sobre MEV.

Aos técnicos: Elton, Marino, Fernando e Darci pela fabricação dos corpos de prova e pela realização de ensaios mecânicos, de imagem e microestruturais.

À mestranda Thaís Lenquist da Rocha pelas muitas conversas sobre a dissertação, pelo apoio na área médica, pelos trabalhos realizados em coautoria.

Ao mestrando Paulo Afonso Franzon Manoel pela grande ajuda nos primeiros momentos de trabalho, pelo apoio constante e pela sua determinação e força de vontade.

Ao mestrando Vicente Gerlin pelo companheirismo durante os estudos, pelo conhecimento cedido e pela convivência do dia a dia.

Ao mestrando Claudemir Briguento pela história de vida e determinação, pelos cafés de sexta-feira na cantina e pelo companheirismo.

Ao projeto PROCAD por viabilizar os trabalhos entre as universidades fornecendo verba necessária.

Ao CTI pelo apoio na utilização dos softwares transferindo conhecimentos na área de modelagem tridimensional.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Capes – pela concessão da bolsa de estudos.

Ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UNESP pelo auxílio financeiro nas participações em eventos científicos e pela estrutura disponibilizada.

À UNESP e UNICAMP pela utilização dos laboratórios e viabilização do trabalho de pesquisa.

À empresa REALUM Soluções em Titânio e Altas Ligas por ceder as amostras em liga de titânio Ti-6Al-4V.

Ao laboratório INCT-BIOFABRIS – Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Biofabricação por ceder todas as amostras prototipadas diretamente em titânio e pelo.

*"Conhece-te a ti mesmo e conhecerás o
universo e os deuses".*

Sócrates

RESUMO

A prototipagem rápida está sendo utilizada em diversas áreas do conhecimento humano para auxiliar no estudo e muitas vezes na própria fabricação do componente usual. Atualmente, com o avanço de softwares, pode-se criar com facilidade imagens tridimensionais, ou mesmo, capturar essas imagens de equipamentos como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética. Consegue-se reproduzir qualquer parte do corpo humano com grande perfeição e isso é utilizado na fabricação de implantes, *scaffolds* (arcabouços – engenharia de tecidos), materiais de auxílio e preparação em cirurgias (biomodelos). Os principais materiais utilizados na fabricação de implantes hoje são: o titânio puro, as ligas de titânio, o aço inoxidável, o polietileno, o PMMA, as ligas de cobalto-cromo e as cerâmicas. Este trabalho se propõe a fazer: um estudo mecânico e microestrutural da liga Ti-6Al-4V obtida por prototipagem rápida no processo de sinterização direta a laser de metais (DMLS) e compará-la com a liga Ti-6Al-4V produzida por processos convencionais de conformação (trefilação). Além disso, pretende realizar o desenvolvimento de uma placa condilar personalizada utilizada para patologias de distúrbios de ATM (articulação têmporo-mandibular), avaliando sua geometria pelo software ANSYS®, com o apoio da tomografia computadorizada e do software de construção de imagens tridimensionais INVESALIUS®.

Palavras chave: Prototipagem rápida. Implantes. Titânio. Bioengenharia. Biomateriais.

ABSTRACT

Rapid prototyping is being used in various areas of human knowledge to assist in the study and often in the usual component manufacturing. Today, with the advancement of software, you can easily create three-dimensional images, or even, capture these images of equipment such as computed tomography and magnetic resonance imaging. You able to reproduce any part of the human body with great perfection and it's used in the manufacture of implants, scaffolds (tissue engineering), material aid and preparation for surgery (biomodels). The main materials used in the manufacture of implants today are: pure titanium, titanium alloys, stainless steel, polyethylene, PMMA, the cobalt-chromium alloys and ceramics. This paper proposes to do: mechanical and microstructural studies of alloy Ti-6Al-4V obtained by rapid prototyping process in direct metal laser sintering (DMLS) and compare it with the Ti-6Al-4V alloy produced by conventional forming process (wiredrawing). Also, make the development of a custom condylar plate used for diseases of TMJ (temporomandibular joint) disorders, assessing its geometry by ANSYS[®] software with the help of computerized tomography and the software to build three-dimensional images INVESALIUS[®].

Keywords: Rapid prototyping. Implants. Titanium. Bioengineering. Biomaterials.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Objetivo.....	14
1.2	Justificativa	14
2	REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1	Prototipagem Rápida.....	15
2.1.1	<i>Processo Baseado em Materiais Líquidos</i>	16
2.1.1.1	<i>Esteriolitografia - SLA</i>	16
2.1.2	<i>Processos Baseados em Materiais em pó</i>	17
2.1.2.1	<i>Sinterização Seletiva a Laser - SLS</i>	17
2.1.2.2	<i>Impressão Tridimensional - 3DP</i>	18
2.1.2.3	<i>Sinterização Direta a Laser de Metais - DMLS</i>	19
2.1.3	<i>Processos Baseados em Materiais Sólidos</i>	25
2.1.3.1	<i>Modelagem por Fusão e Deposição - FDM</i>	25
2.2	Implantes Cranianos e Bucomaxilofaciais.....	26
2.2.1	<i>Materiais Utilizados em Cranioplastias e Cirurgias Bucomaxilofaciais</i>	28
2.2.1.1	<i>Polimetilmetacrilato (PMMA)</i>	28
2.2.1.2	<i>Titânio</i>	29
2.2.1.3	<i>Cimentos de Fosfato de Cálcio</i>	30
2.2.2	<i>Articulações Temporomandibular (ATM)</i>	30
2.2.3	<i>Forças Mastigatórias</i>	31
2.2.4	<i>O Software Invesalius®</i>	32
2.2.5	<i>Processo de Fabricação de Implantes Personalizados</i>	33
2.3	Biomateriais.....	35
2.3.1	<i>Biomateriais Metálicos</i>	36
2.3.2	<i>Biomateriais Cerâmicos</i>	38
2.3.2.1	<i>Cerâmicas Inertes</i>	39
2.3.2.1.1	<i>ALUMINA</i>	39
2.3.2.1.2	<i>ZIRCONIA</i>	39
2.3.2.2	<i>Cerâmicas Bioativas</i>	39
2.3.2.2.1	<i>VIDROS E VITROCERÂMICAS BIOATIVAS</i>	39

2.3.2.2.2	FOSFATOS DE CÁLCIO	40
2.3.2.2.3	CIMENTOS DE FOSFATO DE CÁLCIO	41
2.3.2.3	Cerâmicas Porosas	41
2.3.2.4	Recobrimentos Cerâmicos	43
2.3.3	Materiais Poliméricos	43
2.3.4	Materiais Compósitos	43
2.4	Titânio e Suas Ligas	44
2.4.1	Classificação das Ligas de Titânio	47
2.4.2	Liga de Titânio Ti-6Al-4V	51
3	MATERIAL E MÉTODOS	53
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	59
4.1	Ensaio de Tração.....	59
4.2	Ensaio de Rugosidade	62
4.3	Ensaio de Microscopia Óptica	63
4.4	Ensaio de Microscopia Eletrônica de Varredura.....	70
4.5	Ensaio de Microdureza Vickers	78
4.6	Aquisição de Imagens e Modelagem 3D	80
4.7	Análise por Elementos Finitos	86
5	CONCLUSÕES	93
5.1	Sugestões para Trabalhos Futuros.....	94
	REFERÊNCIAS	95
6	APÊNDICE	100
6.1	Ensaio de Tração.....	100
6.2	Ensaio de Microdureza Vickers	102
6.3	Ensaio de Microscopia Óptica	104
6.4	Ensaio de Microscopia Eletrônica de Varredura.....	106
6.5	Ensaio de Rugosidade	107

ABREVIACOES

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3DP	Three Dimensional Printing (impressora tridimensional)
ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno (terpolímero)
ASTM	American Society for Testing and Materials
ATM	Articulação têmporo-mandibular
CAD	Computer Aided Design (computador auxiliando o desenho)
CAT	Computed Axial Tomography (tomografia computadorizada axial)
CFC	Cimento de Fosfato de Cálcio
CNC	Control Numeric Command (controle de comando numérico)
DICOM	Digital Imaging Communication (padr�o de comunicao de dados de imagem médica digital)
DMLS	Direct Metal Laser Sintering (sinterização direta a laser em metal)
DTM	Disfuno t�mporo-mandibular
FDM	Fused Deposition Modeling (modelagem por deposio de material fundido)
HA	Hidroxiapatita
IGES	Initial Graphics Exchange Specification
IRM	Imagem de Resson�ncia Magnética
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
PGA	Poli(�cido glic�lico)
PLA	Poli(�cido l�tico)
PMMA	Poli(metacrilato de metila)
PR	Rapid Prototyping (prototipagem rápida)
PU	Poliuretano
PVC	Poli(cloreto de vinila)
SFF	Solid Free Form (fabricação de sólido de forma livre)
SLA	Stereolithography Aparatus (estereolitografia)
SLM	Selective Laser Melting (fundio seletiva por laser)
SLS	Selective Laser Sintering (sinterização seletiva a laser)
STL	Standard Template Library ou STereoLithography (tipo de formato de arquivo)
TC	Tomografia computadorizada
TCP	Trifosfato de cálcio
TE	Tissue Engineering (engenharia de tecido)
UHMWPE	Polietileno de ultra-alto peso molecular
UV	Ultravioleta

1 INTRODUÇÃO

Desde os tempos mais remotos a humanidade procura soluções para suas mais preocupantes enfermidades. No Egito antigo o Papiro de Edwin Smith (1600 a.C.) descreve em extraordinários detalhes o exame, diagnóstico, tratamento e o prognóstico de numerosas doenças. Atualmente, com o advento da tecnologia e com a rapidez da evolução humana, têm-se invenções encantadoras que, muito mais do que isso, auxiliam na melhoria de vida, na praticidade, na segurança e no conforto de toda a população.

Nos dias atuais o acesso à tecnologia de ponta está se tornando cada vez mais próximo à população. O que antes existia somente na mente de grandes cientistas hoje já se torna real. Quando, em um passado recente, alguém poderia imaginar que qualquer tipo de objeto idealizado pela mente possa ser fabricado em questões de algumas horas. Basta para isso um desenho desse modelo em um computador PC e transmitir essas informações a uma máquina específica de fabricação. Isso há tempos atrás seria considerado surreal, mas hoje já é factível e chamado de Prototipagem Rápida.

Essa tecnologia vem evoluindo muito nos tempos atuais e nos dias de hoje já produz peças que são utilizadas diretamente na construção do produto final. São peças produzidas principalmente em polímeros, metais e cerâmicas. Uma grande área para a prototipagem rápida (PR) é a médica. Muitos implantes são fabricados em materiais que podem ser reproduzidos por essa tecnologia.

Sabe-se que a saúde da população é um item primordial para qualquer ser humano e com o auxílio da PR pretende-se buscar, em um futuro muito próximo, melhorar a qualidade de vida de pessoas implantadas, utilizando-se de recursos provindos dessa tecnologia. Esse estudo tem o objetivo de comprovar que a tecnologia de prototipagem rápida pode trazer ganhos ao cirurgião e ao paciente, quando utilizada, e deve ser considerada entre as principais opções de reparação da anatomia humana.

Implantes produzidos hoje no Brasil possuem, ainda, limitações tecnológicas que não são vistas nos países mais desenvolvidos. Esse déficit está, pouco a pouco, sendo diluído e com a disseminação de novas tecnologias no país está se aproximando das melhores práticas dos países desenvolvidos. Quanto aos materiais, o Brasil é sem dúvida um concentrador de riquezas, o país possui a maioria das matérias primas que os maiores fabricantes do mundo utilizam para produzir implantes, e ainda realizam-se exportações, não bastando, pode-se, mediante ao mundo cada vez mais globalizado, utilizar a

importação de materiais que está totalmente acessível. Em linha contrária o que se deve aprimorar são os maquinários e a qualificação em mão de obra especializada, assim, certamente, será obtida a excelência na fabricação dos implantes nacionais.

A tecnologia aqui utilizada foi o processo de prototipagem DMLS (Direct Metal Laser Sintering), onde se buscou o estudo da liga de titânio Ti-6Al-4V prototipada comparativamente com a liga de mesmo material trabalhado a frio com o objetivo de desenvolver um implante bucomaxilofacial.

A prototipagem rápida vem sendo usada na medicina para a fabricação principalmente de biomodelos que são usados como materiais de estudos da anatomia humana na preparação para cirurgias complexas. Biomodelos são reproduções fiéis dos órgãos dos pacientes, produzidas por prototipagem rápida e por tecnologias de aquisição de imagens, que são manuseadas e estudadas por médicos buscando uma preparação anterior à cirurgia. No caso da tecnologia DMLS a peça prototipada não será utilizada como um biomodelo e sim como o implante final. Pode-se fazer também um biomodelo que será usado para o estudo do implante desenvolvido por DMLS e, visando melhorias, buscar o aperfeiçoamento da prótese construída. Médicos podem trabalhar com biomodelos virtuais, mas a grande vantagem de se produzir, por prototipagem rápida, os órgãos comprometidos de pacientes é a sensação de ter em mãos o que será manuseado e reparado durante o ato cirúrgico, além de proporcionar um diálogo didático entre médicos e pacientes.

A fabricação por DMLS de implantes é algo relativamente recente e próteses que funcionam como mecanismos estruturais no corpo humano ainda não possuem estudos publicados nas bases de dados pesquisadas por essa dissertação.

Por meio de análises microestruturais, mecânicas, de elementos finitos pode-se mostrar um forte argumento para estudos mais profundos do implante “*in vivo*”, tendo assim um material de excelente qualidade para comprovação da eficiência da prótese produzida por DMLS. Alguns implantes craniofaciais estão sendo testados no hospital universitário da UNICAMP em pacientes voluntários e também em outros países, mas mediante à pesquisas realizadas em bases de dados nacionais e internacionais, não foram encontrados estudos de cunho estrutural, onde solicitações mecânicas são primordiais para o bom funcionamento do modelo pretendido por esse trabalho.

1.1 Objetivo

- ✓ Desenvolver um implante personalizado de côndilo mandibular em liga de titânio, por prototipagem rápida utilizando sinterização direta a laser de metal (DMLS);
- ✓ Fazer uma comparação entre a liga Ti-6Al-4V desenvolvido por prototipagem rápida versus a liga obtida por trefilação;
- ✓ Elaborar um modelo de côndilo a partir da imagem tomográfica do paciente, por meio de técnicas computacionais e utilizando o software *Invesalius*®;
- ✓ Preparar em máquina de prototipagem rápida, amostras de diversos formatos para avaliar propriedades mecânicas e microestruturais;
- ✓ Verificar a rugosidade superficial e acabamento das amostras prototipadas e usinadas;
- ✓ Avaliar o produto final por meio de análises de elementos finitos no software Ansys Workbench®.

1.2 Justificativa

Demonstrar que tecnologia de fabricação por prototipagem DMLS que se pretende utilizar, ainda não muito difundida entre fabricantes de próteses e no mercado nacional, pode se comparar ou superar a utilizada nos dias atuais, sendo eficaz na fabricação de implantes de cunho estrutural. Além disso, mostrar que o cirurgião terá grandes benefícios com o uso da tecnologia DMLS.

Possibilitar o entendimento do processo de desenvolvimento de implantes personalizados por aquisição de imagens de tomografias computadorizadas utilizando softwares de construção e modelagem tridimensional e a tecnologia de prototipagem rápida.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Prototipagem Rápida

A prototipagem rápida (PR) é um processo produtivo, ainda, considerado por muitos, inovador. Consiste em fabricar objetos, modelos, implantes de uma maneira simples, mas altamente tecnológica. O nome prototipagem rápida é o mais utilizado popularmente, mas existem outros termos também empregados, talvez mais abrangentes, alcançando com maior amplitude, todas as tecnologias disponíveis no mercado hoje, são eles:

- ✓ Manufatura por camada (*Layer Manufacturing*);
- ✓ Fabricação de forma livre (*Solid Freeform Fabrication*);
- ✓ Manufatura de bancada (*Desktop Manufacturing*);
- ✓ Manufatura rápida (*Rapid Manufacturing*);
- ✓ Impressão tridimensional (*3D Printer*);
- ✓ Fabricação aditiva (*AF – Additive Fabrication*).

O processo de prototipagem pode ser realizado da seguinte forma: desenha-se a peça desejada em um programa CAD (computer aided design), salvando esse desenho na extensão de leitura da máquina que irá realizar a prototipagem, geralmente STL (Standard Triangulation Language). Após isso o arquivo é aberto no software do equipamento de prototipagem onde o operador irá realizar a estratégia de fabricação do modelo físico. Assim, inicia-se a produção, realizada por camadas, onde quanto menor a espessura dessa camada maior a precisão dimensional do objeto a ser produzido; no entanto, também seu tempo de produção é aumentado. O objeto a ser produzido possui em suas condições de projeto a precisão desejada e isso irá determinar a espessura da camada, além de outros fatores de construção. Logicamente o equipamento possui limitações nos parâmetros de construção, mas essas características serão cada vez mais refinadas com o avanço da tecnologia.

A prototipagem na medicina se baseia em estruturas anatômicas reais, como por exemplo, na mandíbula de um paciente. Essa engenharia basicamente constrói a imagem tridimensional (3D) a partir de tomografias computadorizadas ou ressonâncias magnéticas bidimensionais (2D) da estrutura que se deseja trabalhar. Os dados adquiridos

pelas tomografias computadorizadas são primeiramente trabalhados em software específicos de visualização e análise 3D. Geralmente essas imagens são manipuladas em programas CAD e posteriormente salvas no formato STL, só assim os programas utilizados em máquinas de prototipagem conseguem entender os arquivos de imagem produzindo o modelo físico (SANTA BARBARA, 2006).

Próteses personalizadas estão se tornando um assunto de grande interesse dentro da engenharia biomédica. Este tipo de produto se destaca por apresentar uma redução no tempo de cirurgia, diminuindo a possibilidade do paciente adquirir infecção hospitalar, e melhores resultados estéticos devido a sua perfeita interação com a anatomia humana. Em contrapartida próteses personalizadas possuem custo mais elevado quando comparadas a próteses padronizadas e métodos de moldagem “in-situ” (BERTOL, 2008).

Alguns sistemas, os mais usuais, que possibilitam a produção de modelos físicos serão descritos a seguir para que se compreenda um pouco mais a tecnologia em questão.

Classifica-se a tecnologia de PR em três áreas principais relacionadas aos materiais de produção do modelo físico:

- ✓ Processos baseados em Materiais Líquidos;
- ✓ Processos baseados em Materiais Sólidos;
- ✓ Processos baseados em Materiais em Pó.

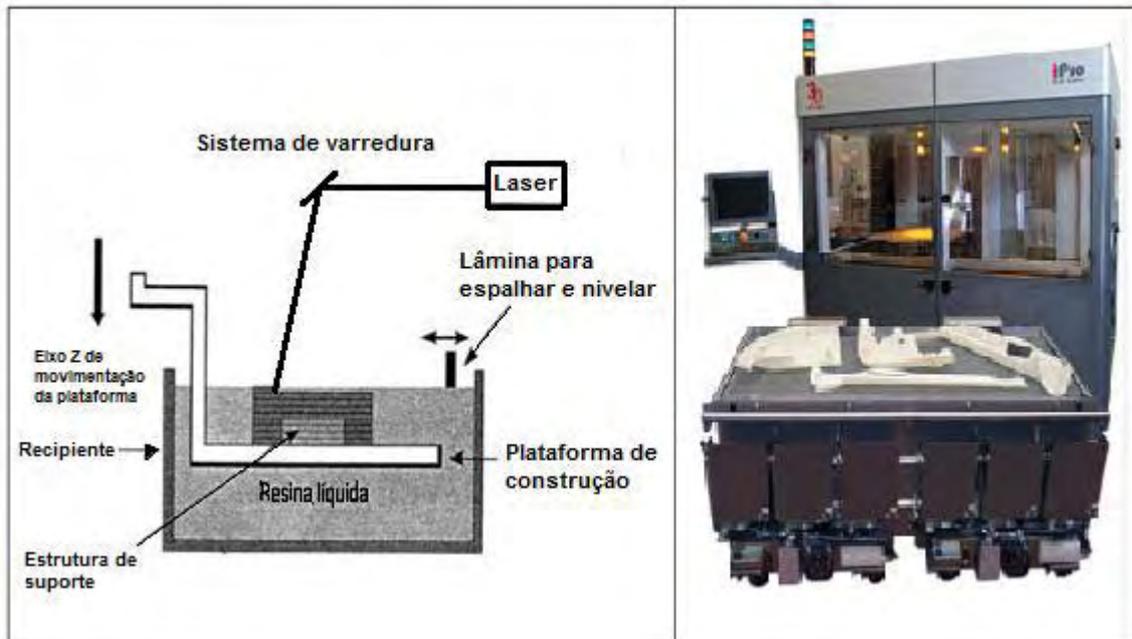
2.1.1 Processo Baseado em Materiais Líquidos

2.1.1.1 Esteriolitografia – SLA

Consiste em um dos primeiros processos comerciais de prototipagem. Funciona da seguinte maneira: uma resina fotocurável é despejada na câmara da máquina que possui uma plataforma móvel de construção. Por meio de um laser, geralmente ultravioleta, essa resina é solidificada camada por camada na geometria de construção desejada. Cada vez que a resina é curada no plano horizontal a plataforma desce na direção vertical onde a resina líquida preenche uma nova camada acima da peça que será posteriormente fotocurada novamente até a finalização da construção do modelo físico. Segundo Volpato (2007), as principais resinas fotocuráveis são à base de acrilatos e epóxi. Essas resinas são tóxicas e necessitam de um pós-processamento para a finalização

de sua cura. A peça precisa ser levada ao forno para obter sua resistência final. Tem a vantagem de possuir características como a translucidez que dependendo do projeto são essenciais para o objetivo final da prototipagem.

Fig. 1 – Diagrama esquemático do Processo SLA e equipamento da 3D Systems



Fonte: Volpato (2007) e www.3dsystems.com

Características do equipamento de prototipagem SLA:

- ✓ Resina foto curável por laser ultravioleta;
- ✓ Peça é levada ao forno após fabricação para cura;
- ✓ Pode produzir peças translúcidas;
- ✓ Possui boa precisão entre as tecnologias mais difundidas;
- ✓ Sua resina é tóxica antes da cura.

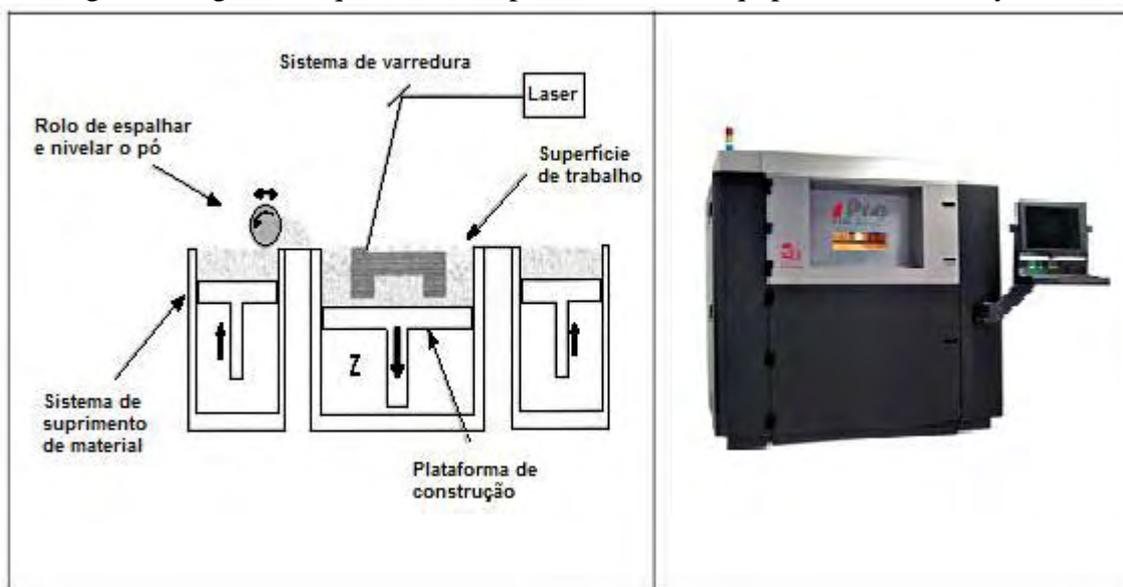
2.1.2 Processos Baseados em Materiais em Pó

2.1.2.1 Sinterização Seletiva a Laser - SLS

Esse sistema consiste na utilização de um laser de CO₂ de média potência que sinteriza o material em forma de pó. O material é aquecido na câmara da máquina até uma temperatura um pouco abaixo de seu ponto de fusão. O laser guiado por um comando numérico produz um pulso de energia que aglutina o material camada a camada

na geometria da peça desejada. A plataforma de construção abaixa na direção vertical e um rolo espalha o pó do material formando uma nova camada nivelada que será novamente sinterizada até a finalização da peça. Geralmente são utilizados no pó do material alguns ligantes que fazem a união do processo camada a camada e em sua geometria (VOLPATO, 2007).

Fig. 2 – Diagrama esquemático do processo SLS e equipamento da 3D Systems



Fonte: Volpato (2007) e www.3dsystems.com

Características do equipamento de prototipagem SLS:

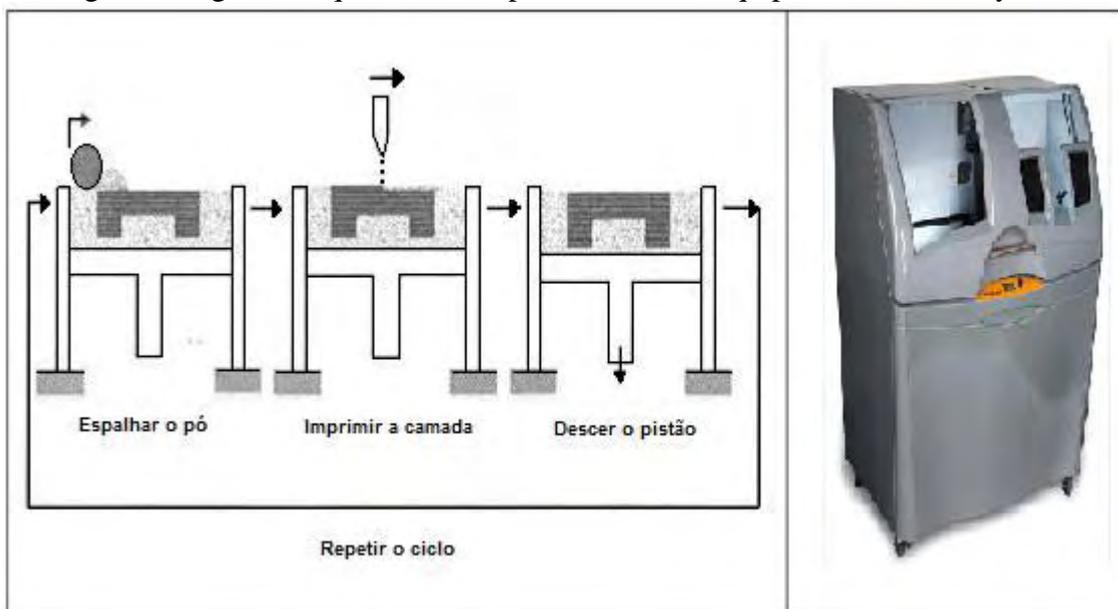
- ✓ Utiliza um laser de CO₂ para sinterizar o pó;
- ✓ Sua câmara é aquecida um pouco abaixo ao ponto de fusão do material;
- ✓ Possui uma atmosfera inerte em seu interior (Nitrogênio);
- ✓ Utiliza os materiais: poliamida, poliamida com microesfera de vidro, elastômero, cerâmica e metal com polímeros.

2.1.2.2 *Impressão Tridimensional – 3DP*

O processo 3DP é similar ao SLS, porém ao invés de utilizar um laser para sinterizar o material esse processo utiliza um aglutinante em seu cabeçote de construção. Esse aglutinante é injetado na câmara que contém o pó do material desejado para a construção. O processo é feito camada a camada e pode ser colorido, pois o pó pode ser tingido pelo material aglutinante. O inconveniente dessa tecnologia é o pós-

processamento que exige uma boa limpeza da peça e geralmente a aplicação de uma camada de algum adesivo plástico para dar resistência ao modelo físico (VOLPATO, 2007).

Fig. 3 – Diagrama esquemático do processo 3DP e equipamento da 3D Systems



Fonte: Volpato (2007) e www.3dsystems.com

Características do equipamento de prototipagem 3DP:

- ✓ Utiliza pó em sua câmara e um cabeçote que deposita um material aglutinante;
- ✓ Recebe pós-processamento para aumentar a resistência do modelo físico;
- ✓ Possui uma precisão limitada entre as tecnologias mais difundidas;
- ✓ Pode produzir peças coloridas;
- ✓ Utiliza os materiais: cerâmica, metal, polímeros, gesso, material a base de amido.

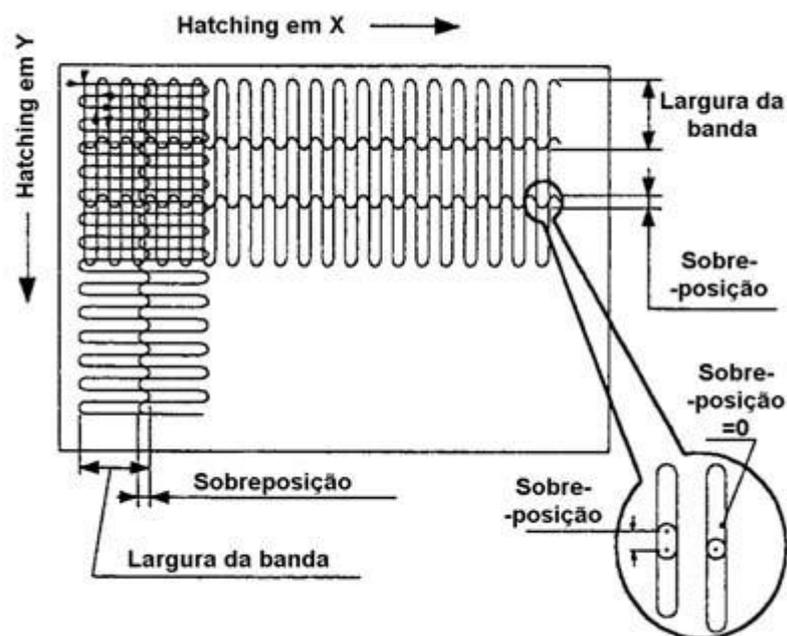
2.1.2.3 Sinterização Direta a Laser de Metais – DMLS

O processo DMLS é muito similar ao SLS, mas ao invés de um laser de CO₂ de média potência é utilizado um laser de alta potência. Nesse processo o metal é sinterizado diretamente sem o auxílio de aglutinantes. A atmosfera da câmara de construção é controlada por um gás inerte, geralmente argônio ou nitrogênio. A câmara é aquecida

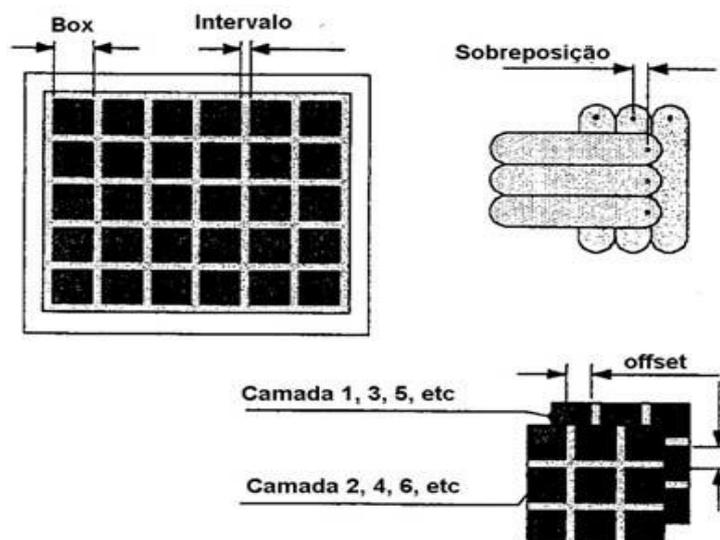
para atenuar tensões residuais geradas durante a solidificação e o laser incide no material aquecendo-o na proporção certa para obtenção de uma poça de fusão pontual onde o material da liga de menor ponto de fusão se apresentará liquefeito gerando uma molhabilidade adequada do sólido pelo líquido, que constituirá a peça sólida na geometria desejada para a construção do modelo físico. Todo esse processo é feito camada a camada como em todos os processos de prototipagem e um rolo espalha o pó em cada movimento vertical da câmara de construção, ao final tem-se a peça que foi elaborada em desenho 3D ou adquirida por algum processo tecnológico como tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas (ESPERTO; OSÓRIO, 2008).

Os parâmetros que influenciam no processo de fabricação são: a potência do laser, a velocidade de varrimento e a distância entre as linhas de varrimento do laser. A estratégia de construção da peça também condiciona o processo. A estratégia de construção pode ser efetuada em banda, em linha ou em quadrado. Pode-se realizar o varrimento do laser em x, em y, ou alternadamente em x e y (horizontalmente). As figuras abaixo mostram esquematicamente os tipos de estratégias de construção (ESPERTO; OSÓRIO, 2008).

Fig. 4 – Varrimento do tipo *Up-Down Stripes*



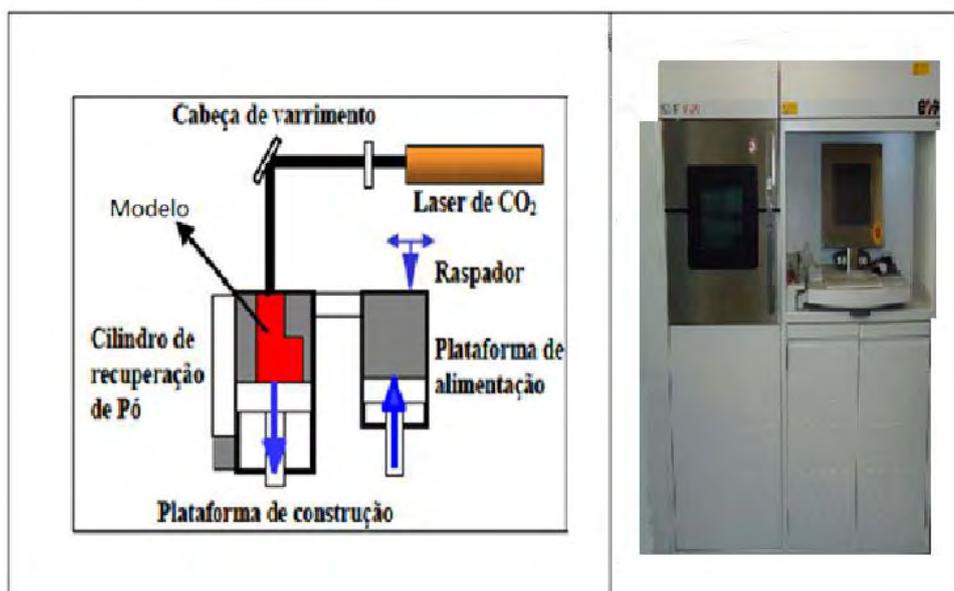
Fonte: Esperto; Osório (2008)

Fig. 5 – Varrimento do Tipo *Squares*

Fonte: Esperto; Osório (2008)

As variáveis que condicionam o tempo de construção são identificadas pelas seguintes condições: Área da camada sinterizada, altura de construção, a velocidade de varrimento do laser, a distância entre linhas de varrimento do laser e a estratégia de construção. Na figura 6 tem-se um esquema de funcionamento da tecnologia de PR do tipo DMLS e uma foto da máquina EOSINT M270 da empresa EOS.

Fig. 6 - Diagrama esquemático do processo DMLS e equipamento da EOSINT



Fonte: Esperto; Osório (2008) e Dados do próprio autor

Características do equipamento de prototipagem DMLS:

- ✓ Proteção com atmosfera controlada de argônio de modo a minimizar a oxidação dos materiais;
- ✓ Plataforma de construção aquecida com o objetivo de atenuar as tensões residuais geradas durante a solidificação;
- ✓ Plataforma de construção formada por uma placa espessa de aço para aumentar a rigidez durante a construção da peça e evitar distorções de forma associadas ao processo de sinterização;
- ✓ Utiliza um laser de CO₂ de alta potência para sinterização adequada e direta do material.

A tecnologia DMLS usa uma mistura de pós especialmente desenvolvida para o específico equipamento. Essas misturas de pós funcionam de maneira eficaz com os parâmetros de máquina bem estabelecidos para a condição do material que será utilizado na fabricação do modelo físico.

Deve-se verificar que o processo visa uma densificação do material de maneira eficiente e para que isso ocorra a máquina deve produzir um ambiente propício, onde: a fase líquida deve estar presente em quantidade suficiente para assegurar um rápido preenchimento dos poros, pois sabe-se que o laser gera energia ao material em frações de segundos e esse logo se resfriará uma vez que o processo é rápido e pontual; a molhabilidade do sólido pelo líquido deve ser elevada; a energia absorvida é transmitida por condução durante o processo e quanto maior for a área específica dos pós (menor granulometria do pó) obtém-se maior densificação do material (ESPERTO; OSÓRIO, 2008).

Segundo Bertol et al. (2010), o processo de prototipagem DMLS é uma excelente ferramenta para a construção de implantes. Em seu trabalho é mostrado todo o desenvolvimento do implante oferecendo a possibilidade de construir uma prótese com estrutura interna obtida através de vazios para diminuir o seu peso mantendo-se uma resistência mecânica satisfatória. A comparação do desenho virtual com o modelo físico por engenharia reversa mostra que o processo em questão possui boa precisão para o uso na construção de implantes.

Implantes crânicos e bucomaxilofaciais estão sendo produzidos a algum tempo pela tecnologia DMLS. Um exemplo é relatado por Ciocca et al. (2011), onde foi

construída uma malha de titânio personalizada para reparação bucal. As imagens a seguir relatam essa pesquisa.

Para Ciocca et al. (2011), as três características principais da utilização de tecnologia DMLS na construção de implantes metálicos são as seguintes:

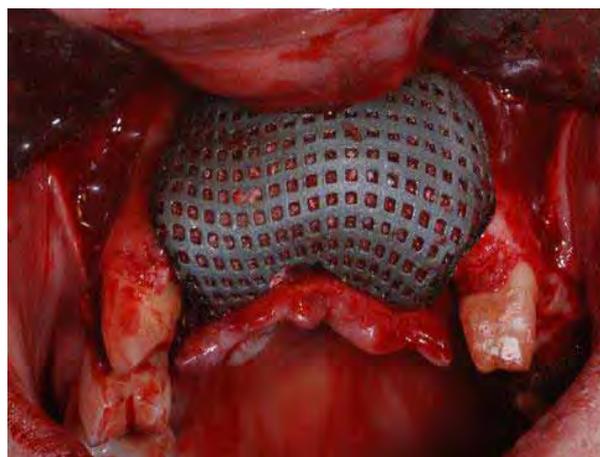
- ✓ Redução no tempo de cirurgia;
- ✓ Prótese enxuta com pequeno volume;
- ✓ Melhoria na qualidade da cirurgia.

Fig. 7 – Modelo virtual de prótese bucomaxilofacial



Fonte: Ciocca et al. (2011)

Fig. 8 – Prótese bucomaxilofacial construída em Ti-6Al-4V por DMLS



Fonte: Ciocca et al. (2011)

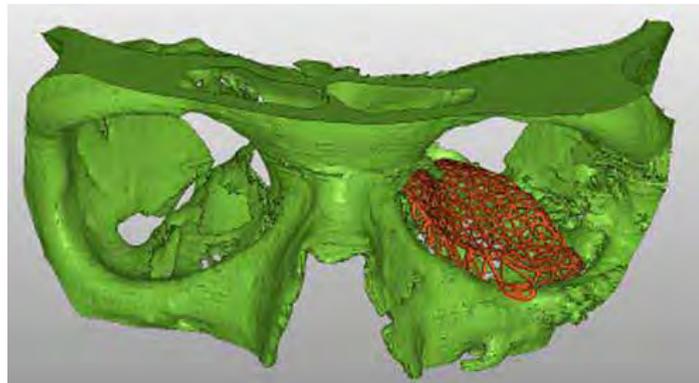
Um caso similar ao de Ciocca et al. (2011), também é relatado por Mika Salmi et al. (2012), onde foi desenvolvido uma prótese do tipo malha para a parede orbital de um

paciente. Nesse estudo é relatado os quatro passos para se realizar uma cirurgia de implantes personalizados com o uso da prototipagem rápida, que são:

- ✓ Imagens médicas (Tomografias e/ou Ressonâncias);
- ✓ Modelagem Tridimensional;
- ✓ Prototipagem Rápida;
- ✓ Aplicações Cirúrgicas.

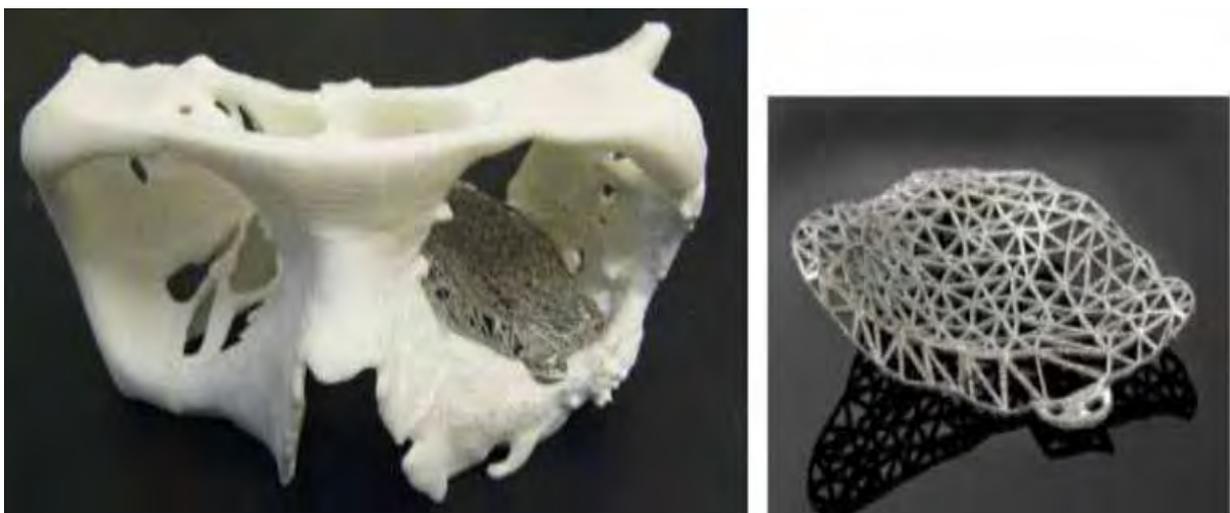
A seguir estão mostradas ilustrações da pesquisa de Mika Salmi et al. (2012).

Fig. 9 – Modelo virtual de Prótese Orbital



Fonte: Mika Salmi et al. (2012)

Fig. 10 – Prototipagem da prótese e estrutura orbital do paciente



Fonte: Mika Salmi et al. (2012)

Uma comparação entre as propriedades de peças em Ti-6Al-4V processadas por DMLS e forjadas está evidenciado na tabela 1:

Tabela 1 - Propriedades de peças de Ti-6Al-4V produzidas por DMLS e forjamento.

propriedades	sinterizadas a laser	forjadas
densidade, %	98	100
dureza	415 HV 0.3	300- 400 HV 30
resistência à tração, MPa	950	930
conteúdo de oxigênio, %	0.18	max. 0.4

Fonte: Pohl et al. (2004) citado por Bertol (2008).

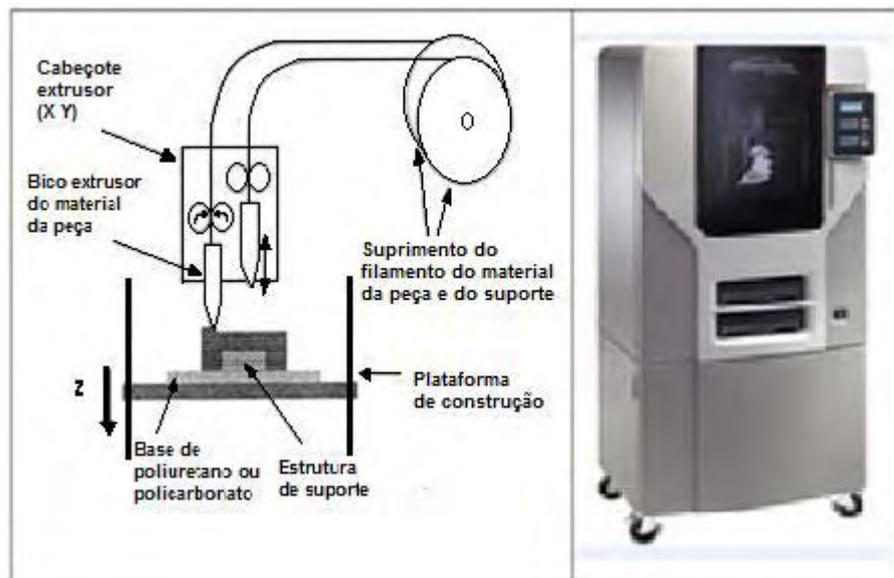
O processo DMLS apresenta na superfície das peças um aspecto rugoso devido ao seu caráter metalúrgico. Derivado da metalurgia do pó o processo DMLS possui certa porosidade e como se vê na tabela 1 a densificação fica em torno de 98 %. Esse aspecto pode ser benéfico quando se deseja impregnar a superfície com algum indutor de crescimento de tecidos como, por exemplo, a hidroxiapatita (BERTOL, 2008).

2.1.3 Processos Baseados em Materiais Sólidos

2.1.3.1 Modelagem por Fusão e Deposição – FDM

Nesta tecnologia tem-se a extrusão do material que é armazenado em forma de fios em bobinas. Os cabeçotes da máquina aquecem o fio do material e os deixam na forma pastosa para ser depositado na plataforma de construção. Quando o material é depositado esse se solidifica e a plataforma desce na direção do eixo vertical. Além dos cabeçotes de construção existem também cabeçotes de materiais para suporte, pois as peças podem ser ocas, possuir vazios ou estar em balanço e necessitam de um auxílio na construção do modelo. Esse material de suporte posteriormente é retirado por um processo de limpeza ao final da construção do modelo físico (VOLPATO, 2007).

Fig. 11 – Diagrama esquemático do processo FDM e equipamento da Stratasys



Fonte: Volpato (2007) e www.stratasys.com

Características do equipamento de prototipagem FDM:

- ✓ Peça obtida por extrusão de material sólido aquecido;
- ✓ Para a fabricação da peça essa tecnologia requer a construção de suportes de sustentação;
- ✓ Possui um processo limpo, que pode ser usado em escritórios, no entanto, é considerado lento;
- ✓ Utiliza os materiais: cera, poliéster, abs (acrilonitrila butadieno estireno), abs estéril, policarbonato e polifenilsulfona.

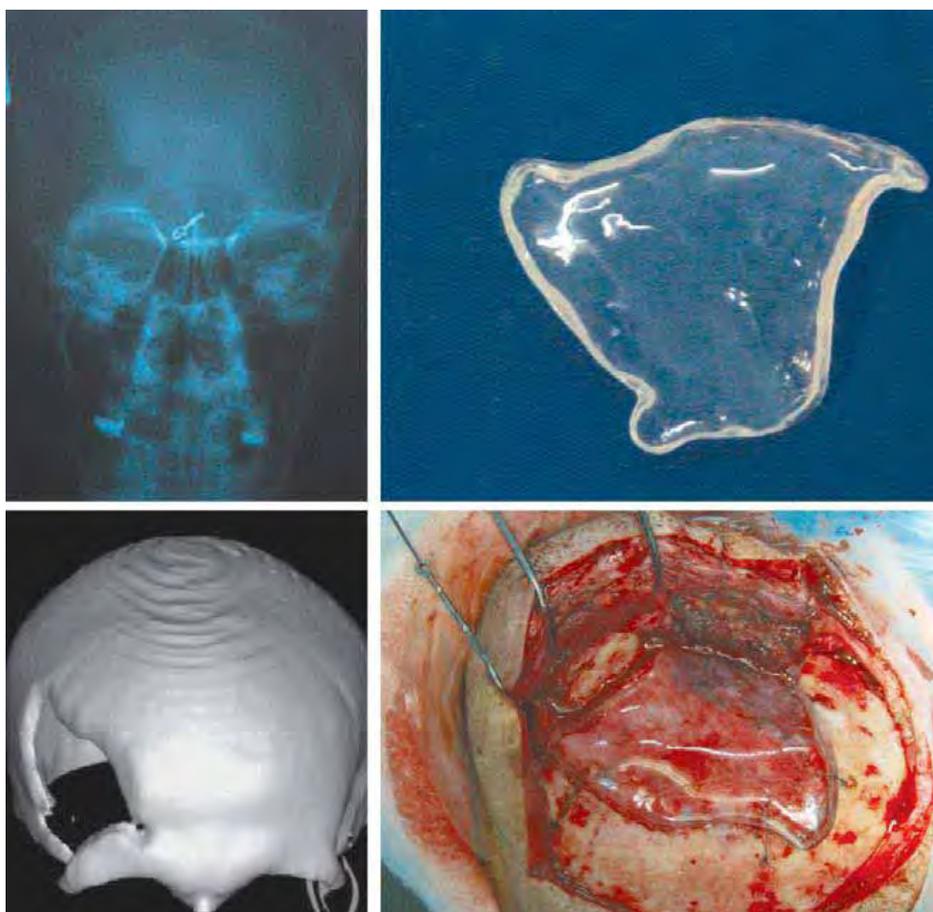
2.2 Implantes Cranianos e Bucomaxilofaciais

Durante a segunda guerra mundial e logo após houve a consolidação de novas especializações na medicina, uma delas foi a cirurgia bucomaxilofacial. Essa nova especialização tornou-se um ramo importante da medicina moderna aliada a também importância das ciências auxiliares como anatomia, patologia e fisiologia. Modernos métodos tecnológicos na medicina foram criados como: a ressonância magnética e a tomografia computadorizada que auxiliam a tomada de decisões dos médicos e o diagnóstico mais exato para determinada patologia. Tudo isso aliado à prática favoreceu o aumento das cirurgias craniofaciais e bucomaxilofaciais (GOUVEIA, 2009).

A cranioplastia é um procedimento muito antigo datado de 3000 A.C. Em civilizações antigas foram encontrados ao lado de crânios artefatos como conchas, cuias e placas em ouro e prata o que, possivelmente, comprova a realização de cirurgias nesses povos já naquela época (YACUBIAN et al., 2004).

Na figura 12 observa-se um procedimento de cranioplastia. Foi realizada uma tomografia computadorizada no paciente e a partir dela foram prototipados os modelos do crânio para servirem de estudos para a cirurgia e também para a construção do molde e posterior fabricação da prótese em poli (metacrilato de metila) (PMMA).

Fig. 12 – Raio-X mostrando falha óssea pré-operatória (acima à esquerda); prótese de metilmetacrilato (acima à direita); tomografia helicoidal - reconstrução tridimensional (abaixo à esquerda); cranioplastia utilizando prótese pré-moldada (abaixo à direita)



Fonte: Yacubian et al. (2004)

Os principais materiais utilizados na fabricação de implantes craniofaciais são: o titânio, o PMMA e o cimento de fosfato de cálcio. Segundo Bertol et al. (2010), para se encontrar o implante ideal deve-se perseguir as seguintes características:

- ✓ Simples de implantar;
- ✓ Possuir geometria adequada;
- ✓ Resistência à fratura similar ao osso;
- ✓ Resistência à deformação similar ao osso;
- ✓ Largamente disponível;
- ✓ Possuir um baixo custo.

Todas essas características são importantes, mas a essência para obter um implante é a biocompatibilidade, onde a adequação do material no meio em que atuará prescinde como primordial. A biocompatibilidade pode ser conceituada da seguinte forma: É a propriedade do material ter uma resposta satisfatória numa aplicação específica no corpo humano, com o mínimo de reações alérgicas, inflamatórias ou tóxicas. Outra propriedade muito importante é a resistência à fadiga. Devido ao dia a dia, são produzidos movimentos repetidos, que geram esforços em toda parte do corpo, e esses esforços são cíclicos, de onde provém a importância da resistência à fadiga.

É primordial em cirurgias craniofaciais a escolha acertada do material a ser utilizado. A seguir são descritas as principais características dos três biomateriais mais usados em cranioplastias e cirurgias bucomaxilofaciais:

2.2.1 Materiais Utilizados em Cranioplastias e Cirurgias Bucomaxilofaciais

2.2.1.1 Poli (metacrilato de metila) (PMMA)

O PMMA é um material rígido, leve e de baixo custo. É conhecido também como acrílico e utilizado geralmente como cimento ortopédico em cirurgias de próteses articuláveis. Em cranioplastias esse material é utilizado intraoperatoriamente através da mistura do monômero líquido com polímero em pó. O material também pode ser envasado em molde com o formato do implante como no caso citado por Yacubian et al. (2004), posteriormente esterilizado e enviado para a mesa cirúrgica (BERTOL et al., 2010).

Quando utilizado como cimento ortopédico produz uma reação exotérmica que pode atingir a temperatura de 80°C durante o tempo de cura do polímero. Após a sua formação o PMMA é inerte e induz a formação de uma capsula fibrosa que costuma ser atribuída ao trauma cirúrgico e ao choque térmico provocado pela polimerização “*in situ*”. Esse material pode também ser utilizado em conjunto com malhas de titânio ou aço inoxidável formando assim um compósito que aumenta a sua resistência mecânica (BERTOL et al., 2010)

2.2.1.2 Titânio

Os materiais metálicos constituem o princípio das cirurgias craniofaciais, utilizados como implantes a várias décadas. O titânio e suas ligas representam uma grande parte dos materiais utilizados na atualidade envolvendo cirurgias ortopédicas, cranianas e bucomaxilofaciais. As características do titânio e suas ligas envolvem grande resistência a corrosão devido a uma camada de óxido de titânio formada naturalmente por ação do meio ambiente, ótima relação peso-resistência o que torna esse material altamente adequado em situações de exigências estruturais, boa biocompatibilidade sendo um material inerte dentro do corpo humano não possuindo risco de hipersensibilidade ou reações alérgicas (BERTOL et al., 2010).

Nos dias de hoje em cirurgias cranianas são utilizadas com maior volume as malhas de titânio comercialmente puro que podem ser encontradas de diversos formatos e em espessuras de (0,15 a 2,00 mm). Elas permitem uma modelagem manual do cirurgião na superfície do crânio durante o ato cirúrgico. Sua natureza perfurada adiciona a suas características uma boa vascularização da área de implantação. As malhas de titânio são fornecidas planas ou já conformadas em certas curvaturas pré-determinadas o que por vezes pode facilitar a implantação da prótese. São fixadas por parafusos em suas extremidades e após a cirurgias deixam uma excelente aparência para o contorno craniano (BERTOL et al., 2010).

Essas malhas podem também formar compósitos quando unidas com cimentos ortopédicos após sua modelação. Mais recentemente elas estão sendo substituídas por calotas cranianas prototipadas que podem ser construídas com a anatomia do paciente por meio do processo de aquisição de imagens tomográficas e modelagem em software 3D. Essa técnica é recente e esta sendo divulgada mais amplamente entre 2 a 3 anos atrás não atingindo ainda a totalidade dos cirurgiões médicos do país.

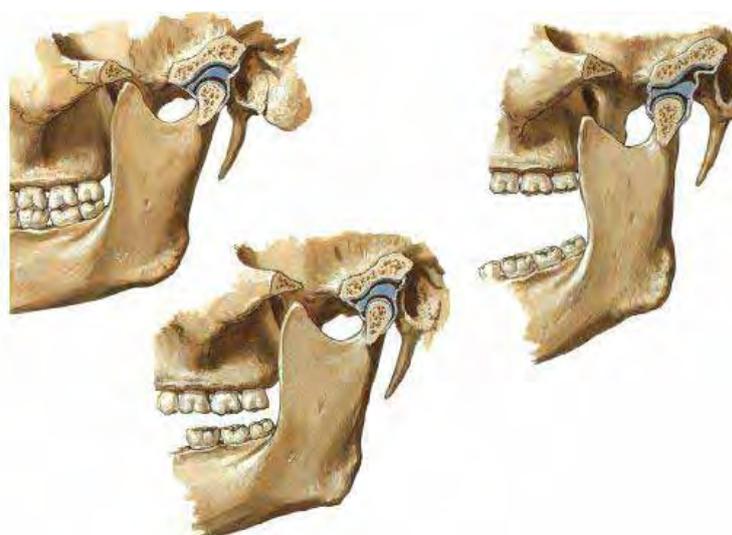
2.2.1.3 Cimentos de Fosfato de Cálcio

É conhecido com substituto ósseo, diferentemente dos outros materiais aloplásticos, este, é um material bioativo e favorece a osteointegração após a implantação. Possui grande similaridade química com o osso humano, o que o indica para uso em crianças e pacientes jovens, que terão um longo tempo de implantação. Também é disponibilizado como o PMMA como uma composição de um pó e um líquido, que são misturados intraoperatoriamente. Não apresenta reação exotérmica, assim não gera calor durante sua aplicação. É convertido “in vivo” em hidroxiapatita por cristalização direta (BERTOL et al., 2010).

2.2.2 Articulações Temporomandibular (ATM)

Trata-se de uma articulação do corpo humano que fica situada entre o crânio e a mandíbula, tendo o papel de mover essas estruturas, permitindo assim movimentos faciais e da boca. A ATM é formada por tecidos ósseos, músculos, ligamentos, disco articular, capsula articular entre outras estruturas. Possui um denso suprimento sanguíneo e nervoso e sua articulação é bilateral movimentando-se da mesma forma em ambos os lados da mandíbula (NETTER, 1997).

Fig. 13 - ATM em função, estando em azul o disco articular.



Fonte: Netter (1997)

O termo disfunção temporomandibular (DTM) tem sido muito empregado na área médica. Ele reúne um grupo de doenças que acometem os músculos mastigatórios, ATM e estruturas adjacentes. As DTMs geralmente estão relacionadas com fatores estruturais, neuromusculares, oclusais, psicológicos, hábitos parafuncionais e lesões traumáticas e degenerativas da ATM (DONNARUMMA et al., 2010).

As DTMs são geralmente diagnosticadas facilmente, pois os pacientes apresentam dores nas articulações temporomandibular e nos músculos mastigatórios. A incidência desse tipo de doença é mais comum nas mulheres.

Entre as possíveis causas das cirurgias de ATM encontram-se as fraturas de mandíbula, doenças congênitas ou adquiridas de formação celular irregular e a anquilose. Essa última ocorre com maior frequência. A anquilose é a fusão das superfícies articulares e seu tratamento é um verdadeiro desafio. A ATM é uma área do crânio de altíssima dificuldade para se reproduzir biomecanicamente e como o tratamento das patologias de ATM é dificultoso, a substituição desse tipo de articulação pode ser considerada um desafio e um mérito para o cirurgião (DONNARUMMA et al., 2010).

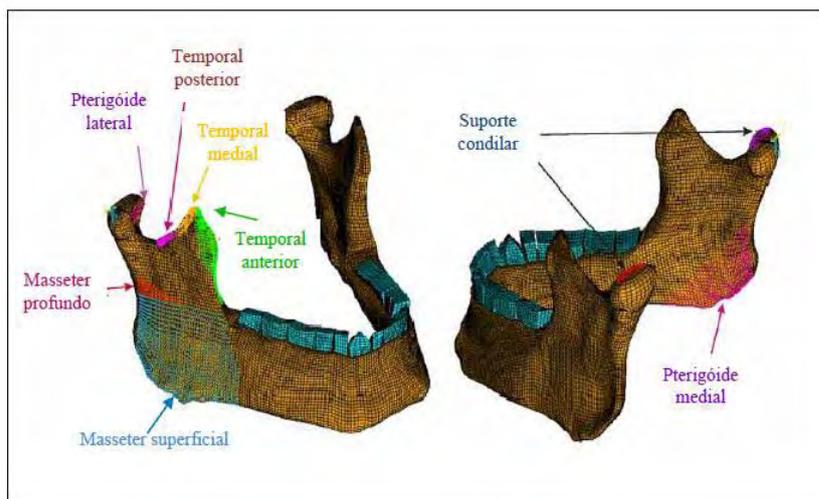
2.2.3 Forças Mastigatórias

Segundo Seixas (2005), as forças envolvidas na mastigação durante a ingestão de alimentos macios entre um segundo ou menos são da ordem de 1 a 2 kgf. Forças envolvidas em mastigação de alimentos mais rígidos chegam a ordem de 50kgf. Já Anusavice (1998), encontrou em suas pesquisas os valores que seguem: Na região molar as forças podem variar de 40 a 89 kgf, na região pré-molar de 22 a 44,5 kgf, nos caninos de 13,3 a 33,4 kgf, e nos incisivos de 8,9 a 11,1 kgf. Segundo (REYNODLS, 1975) as forças oclusais médias variam entre 10 a 100 kgf.

Para Bertol (2008), as forças atuantes na mandíbula humana estão divididas entre os 5 grupos principais que são: masseter (superficial e profundo), pterigóide medial, pterigóide lateral, músculo temporal (anterior e posterior) e músculos auxiliares (Figura 14).

Em seus estudos Bertol (2008), chegou à conclusão que as forças resultantes na mandíbula, verificadas por simulações numéricas, alcançaram a maior amplitude com mordida dos molares no lado direito chegando ao valor de 17,3 kgf.

Fig. 14 - Inserções dos diferentes músculos da mastigação.



Fonte: Reina et al. (2006) citado por Bertol (2008)

2.2.4 O software Invesalius®

Para o entendimento da manipulação de imagens é importante conhecer os formatos de arquivos que serão utilizados no processo de aquisição de imagens por tomografia computadorizada ou ressonância magnética e assim entender como o software *Invesalius*® transforma essas imagens em arquivos tridimensionais.

O formato DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) tem o objetivo de padronizar as imagens médicas para que elas possam ser trocadas entre os laboratórios, hospitais e médicos que farão uso desse processo. Esse formato foi criado na década de 80 pelo NEMA (National Electrical Manufacturers Association) e ACR (American College of Radiologists) e possibilita até hoje a conectividade dos sistemas de saúde na transferência de imagens radiológicas (ULBRICH, 2007).

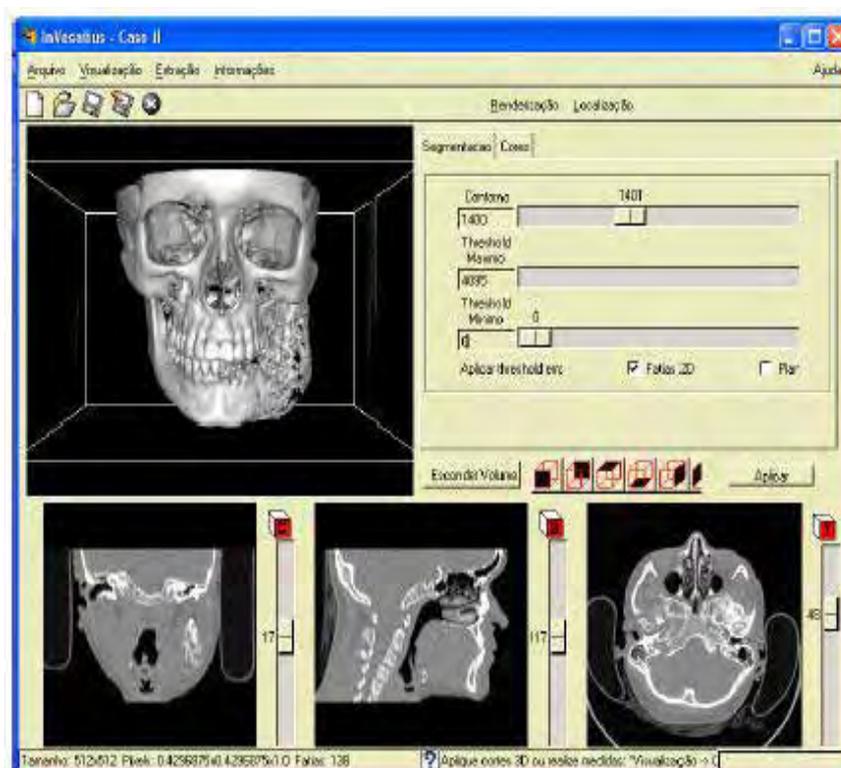
De posse dos arquivos DICOM obtidos por ressonância ou tomografia pode-se fazer uso de diversos softwares para transformar as fatias de imagens bidimensionais geradas pelos processos citados em uma projeção tridimensional da estrutura desejada. Os principais softwares presentes no mercado hoje são: *Analyze*® da empresa Mayo Foundation; *ScanIP*® da empresa Simpleware; *Mimics*® da empresa Materialise; *SolidView*® da empresa C2C Technologies Inc; *Magics*® da empresa Materialise (ULBRICH, 2007).

O *Invesalius*® é um sistema de tratamento de imagens biomédicas criado pelos engenheiros do CenPRA (Centro de pesquisa Renato Archer) atualmente chamado de

CTI (Centro de tecnologia da Informação) Renato Archer. É um programa gratuito criado no Brasil que segue a política de software livre. Ele possui a capacidade de visualização 3D, segmentação e reformatações 2D e 3D. Após toda a manipulação o software gera arquivos em formato STL que podem ser lidos por diversos equipamentos e softwares como, por exemplo, máquinas de prototipagem rápida (ULBRICH, 2007).

Os arquivos STL produzem objetos cobertos por malhas de triângulos, este tipo de arquivo é uma ferramenta muito utilizada em geometrias computacionais. Na figura 15 observa-se a interface do software *Invesalius*®.

Fig. 15 – Interface do software *Invesalius*®



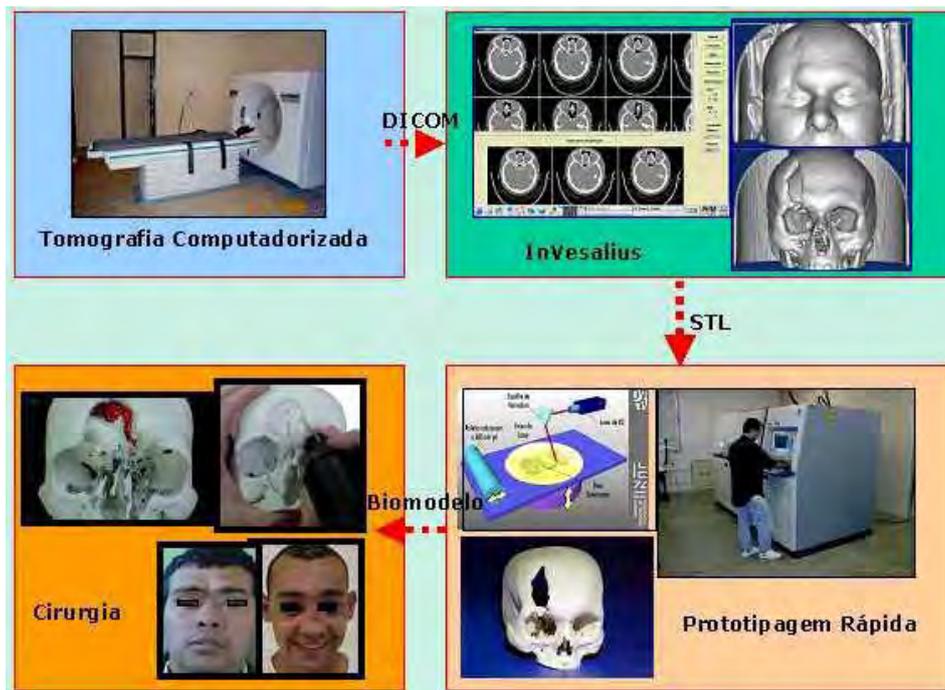
Fonte: Ulbrich (2007)

2.2.5 Processo de Fabricação de Implantes Personalizados

O processo para construção de biomodelos e também para a fabricação de implantes personalizados consiste nas seguintes etapas:

- ✓ Aquisição de imagens tomográficas ou de ressonância magnética no formato DICOM com as especificações exigidas de cada software de geração de imagens tridimensionais;
- ✓ Tratamento dessas imagens no software escolhido pelo profissional. No exemplo esquemático da figura 16 tem-se a utilização do software *Invesalius*®. Quando se quer reproduzir apenas biomodelos, após o tratamento da imagem, o processo passa para a etapa de construção em máquina de prototipagem rápida, mas para o desenvolvimento de implantes personalizados tem-se uma etapa adicional, onde a imagem gerada pelo software *Invesalius*®, após seu tratamento e manipulação é enviada para um software de desenho 3D (CAD), e posteriormente nesse programa desenvolve-se o implante com apoio da imagem tomográfica gerada pelo *Invesalius*®;
- ✓ O processo seguinte é a construção do modelo físico em máquina de prototipagem. Esse processo é feito no software de cada fabricante das máquinas de prototipagem estabelecendo-se uma estratégia de construção para o biomodelo ou para o implante personalizado. Quando se trabalha com a fabricação do implante personalizado pode-se construir juntamente com o mesmo o biomodelo para posteriormente, se desejado, o cirurgião realizar uma simulação do ato cirúrgico;
- ✓ No último processo realiza-se a cirurgia com o implante desenvolvido. Esse tipo de confecção de implantes e biomodelos auxilia muito o cirurgião, pois ele possui em suas mãos todos os elementos que serão utilizados durante a cirurgia. Isso diminui muito o tempo da operação e aumenta o conhecimento do cirurgião.

Fig. 16 – Processo de fabricação de biomodelos e implantes personalizados



Fonte: Silva (2007) citado por Gouveia (2009)

2.3 Biomateriais

As definições atuais dizem que biomateriais são materiais (sintéticos ou naturais; sólidos ou, às vezes, líquidos) utilizados em dispositivos médicos ou em contato com sistemas biológicos enquanto que na definição clássica biomaterial é parte de um sistema que trata, aumenta ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo (SOARES, 2005).

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) enquadra biomateriais como sendo “materiais de uso em saúde” como por exemplo: próteses, lentes, enxertos, stents, cateteres, tubos de circulação extra-corpórea e arcabouços (scaffolds) empregados na engenharia de tecidos (tissue engineering), entre outros (SOARES, 2005).

Biomaterial é todo material que possui a característica de biocompatibilidade para sua área de atuação, essa definição é a mais ampla possível. Também materiais considerados como biomateriais hoje, podem não ser considerados como tal amanhã, pois alguns efeitos proporcionados pela implantação do material no corpo humano não são entendidos em primeiro momento, mas posteriormente surgem informações que impedem o uso desse material em pacientes. Alguns aços considerados como biomateriais no

passado hoje não o são mais. Deve-se levar em consideração também a legislação do país como, por exemplo: biomateriais proibidos no Brasil são ainda permitidos em outros países e vice e versa.

Fig. 17 – Prótese femoral de quadril com cabeça cerâmica e seu respectivo acêtabulo.



Fonte: Rev. bras. ortop. vol.47 nº 2 São Paulo Mar./Apr. (2012)

Identifica-se na figura 17 um conjunto implantável com pelo menos três biomateriais visíveis. A cabeça femoral articulável em cerâmica o seu invólucro em polietileno (UHMWPE), o componente femoral e acetabular em liga de titânio.

Podem-se classificar os biomateriais da seguinte forma:

- ✓ Biomateriais Metálicos;
- ✓ Biomateriais Cerâmicos;
- ✓ Biomateriais Poliméricos;
- ✓ Biomateriais Compósitos.

2.3.1 Biomateriais Metálicos

Os biomateriais metálicos são em sua maioria constituídos pelas seguintes ligas: os aços inoxidáveis do tipo 316L (ASTM F138), as ligas de Co-Cr-Mo (ASTM F75, F799), ligas de Co-Ni-Cr-Mo (ASTM F562), titânio puro e Ti-6Al-4V (ASTM F67 e

F136). Esses materiais são muito utilizados em próteses ortopédicas e também em implantes craniianos e bucomaxilofaciais. Geralmente possuem a característica de boa resistência mecânica, pois essas ligas são usadas em trabalhos estruturais como a fixação de fraturas (osteossínteses) (ORÉFICE et al., 2005).

A tabela 2 mostra as composições químicas dos diversos biomateriais metálicos conforme as respectivas normas ASTM.

Exemplos de próteses e alguns elementos de fixação são apresentados na figura 18. Esses implantes são produzidos em larga escala no Brasil, atualmente a tecnologia utilizada para a produção dessas próteses está em evolução passando do modo manual e artesanal para processos de fabricação totalmente automatizados e robotizados.

Implantes são muitas vezes componentes estruturais e estão sujeitos a falhas mecânicas oriundas de sobrecargas, implantação inadequada, má utilização do produto tanto pelos médicos como pelo paciente, corrosão, fadiga entre outros aspectos. Assim sendo certas propriedades são de suma importância para a caracterização de implantes, como as seguintes: Resistência à corrosão, fadiga, desgaste e alto valor de tenacidade à fratura (ORÉFICE et al., 2005).

Tabela 2 – Composição química de materiais para implantes metálicos em % (massa/massa)

Material	ASTM-F138	ASTM-F75	ASTM-F799 (LOW CARBON)	ASTM-F799 (HIGH CARBON)	ASTM-F799 (DISPERSION STRENGTHENED)	ASTM-F562	ASTM-F67 (GRAU 1)	ASTM-F67 (GRAU 2)	ASTM-F67 (GRAU 3)	ASTM-F67 (GRAU 4)	ASTM-F136
Carbono	0.030 (MAX)	0.35 (MAX)	0.14 (MAX)	0.15 a 0.35	0.14 (MAX)	0.025 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)
Manganês	2.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	0.15 (MAX)	----	----	----	----	----
Fosforo	0.025 (MAX)	0.020 (MAX)	----	----	----	0.015 (MAX)	----	----	----	----	----
Enxofre	0.010 (MAX)	0.010 (MAX)	----	----	----	0.010 (MAX)	----	----	----	----	----
Silício	0.75 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	0.15 (MAX)	----	----	----	----	----
Cromo	17.00 a 19.00	27.00 a 30.00	26.00 a 30.00	26.00 a 30.00	26.00 a 30.00	19.0 a 21.00	----	----	----	----	----
Níquel	13.00 a 15.00	0.50 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	33.00 a 37.00	----	----	----	----	----
Molibdênio	2.25 a 3.00	5.00 a 7.00	5.00 a 7.00	5.00 a 7.00	5.00 a 7.00	9.00 a 10.50	----	----	----	----	----
Nitrogênio	0.10 (MAX)	0.25 (MAX)	0.25 (MAX)	0.25 (MAX)	0.25 (MAX)	----	0.03 (MAX)	0.03 (MAX)	0.05 (MAX)	0.05 (MAX)	0.05 (MAX)
Cobre	0.50 (MAX)	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----
Ferro	BALANCE	0.75 (MAX)	0.75 (MAX)	0.75 (MAX)	0.75 (MAX)	1.00 (MAX)	0.20 (MAX)	0.30 (MAX)	0.30 (MAX)	0.50 (MAX)	0.25 (MAX)
Boro	----	0.010 (MAX)	----	----	----	0.015 (MAX)	----	----	----	----	----
Alumínio	----	0.10 (MAX)	----	----	0.30 a 1.00	----	----	----	----	----	5.50 a 6.50
Tungstênio	----	0.20 (MAX)	----	----	----	----	----	----	----	----	----
Titânio	----	0.10 (MAX)	----	----	----	1.00 (MAX)	BALANCE	BALANCE	BALANCE	BALANCE	BALANCE
Cobalto	----	BALANCE	BALANCE	BALANCE	BALANCE	BALANCE	----	----	----	----	----
Lantânio	----	----	----	----	0.03 a 0.20	----	----	----	----	----	----
Hidrogênio	----	----	----	----	----	----	0.015 (MAX)	0.015 (MAX)	0.015 (MAX)	0.015 (MAX)	0.012 (MAX)
Oxigênio	----	----	----	----	----	----	0.18 (MAX)	0.25 (MAX)	0.35 (MAX)	0.40 (MAX)	0.13 (MAX)
Vanádio	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	3.50 a 4.50

Fonte: Dados do próprio autor – Normas ASTM

Os implantes geralmente são expostos a altas cargas e intenso desgaste. Devido a movimentação do paciente são geradas cargas cíclicas o que é a característica principal do surgimento da fadiga no material. O meio fisiológico circulante também é agressivo e induz a corrosão. Os detritos gerados pelos processos de desgaste e corrosão são nocivos aos tecidos circunvizinhos e reduzem o desempenho dos implantes, pois a perda da resistência e da forma. Esses detritos podem ser carregados pela corrente sanguínea, instalando-se em órgãos e prejudicando suas funções. (ORÉFICE et al., 2005)

Fig. 18 – Alguns exemplos de dispositivos metálicos para implantes ortopédicos entre eles: a) Prótese de quadril; b) Prótese de joelho; c) Placa de compressão para osteossíntese; d) Parafuso para osso cortical.



Fonte: Jornal da Unicamp edição 396 – 26 de maio a 1º de junho de 2008

2.3.2 Biomateriais Cerâmicos:

Materiais cerâmicos possuem uma larga escala de utilização em várias áreas do setor produtivo. São inorgânicos, não-metálicos, duros, frágeis, possuem alto ponto de fusão, baixa condutividade elétrica e térmica e boa estabilidade química indicando alta resistência a corrosão. Suas aplicações são diversas como para a fabricação de tijolos, utensílios domésticos, revestimentos, abrasivos e vidros em geral. Na área biomédica é muito utilizado na fabricação de lentes para óculos, fibras ópticas para endoscopia, vidros porosos carreadores de anticorpos e enzimas e mais recentemente como material de

implantes e regeneração tecidual. São empregados também na odontologia restauradora em porcelanas odontológicas e reforço para ionômero de vidro (PEREIRA et al., 2005).

As cerâmicas são subdivididas da seguinte forma, na área médica:

- ✓ Cerâmicas Inertes;
- ✓ Cerâmicas Bioativas;
- ✓ Cerâmicas Porosas;
- ✓ Recobrimentos Cerâmicos.

2.3.2.1 Cerâmicas Inertes

2.3.2.1.1 ALUMINA

Apresenta-se nas formas densa ou porosa. A cerâmica do tipo alumina é composta normalmente pela $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ policristalina, produzida por prensagem e sinterização, em torno de 1.600°C . Sua utilização normalmente apresenta-se como ponto de apoio de carga em próteses de quadril e implantes dentais (implantes intra-ósseos para fixação de dentes artificiais), em função da combinação da resistência à corrosão, boa biocompatibilidade (bioinerte), alta resistência a abrasão e alta resistência mecânica à compressão (PEREIRA et al., 2005).

2.3.2.1.2 ZIRCÔNIA

A cerâmica do tipo zircônia ZrO_2 é também um material extremamente inerte em meios fisiológicos, como a alumina, tem como vantagem sua maior tenacidade à fratura, maior resistência mecânica a flexão e menor módulo de elasticidade. Possui dois tipos mais utilizados de zircônia para implantes que são: zircônia tetragonal estabilizada com ítria (TZP) e zircônia parcialmente estabilizada com magnésia (Mg-PSZ) (PEREIRA et al., 2005).

2.3.2.2 Cerâmicas Bioativas

2.3.2.2.1 VIDROS E VITROCERÂMICAS BIOATIVOS

São os materiais mais efetivos na questão de bioatividade já pesquisados até o momento. Produz as melhores ligações tecido-material, sendo assim, são ótimos para a fabricação de implantes. As vitrocerâmicas são vidros tratados termicamente, onde se pode adquirir tamanhos de grão e fases cristalinas controladas. Têm propriedades mecânicas melhores que as dos vidros e das cerâmicas, pois possui controle microestrutural (PEREIRA et al., 2005).

2.3.2.2 FOSFATOS DE CÁLCIO

Possui grande afinidade com a matriz óssea devido a sua composição. Sua classificação é através da razão molar Ca/P, conforme tabela 3. Destacam-se a hidroxiapatita (HA) e o fosfato tricálcico (TCP) como sendo objetos de estudo.

As principais aplicações são: reparo de defeitos ósseos em aplicações odontológicas e ortopédicas; aumento de rebordo alveolar; coadjuvante na colocação de implantes metálicos; regeneração guiada de tecidos ósseos; reconstrução bucomaxilofacial; equipamentos percutâneos; reparo e substituição de paredes orbitais; substituição do globo ocular; recobrimento de implantes metálicos (PEREIRA et al., 2005).

Tabela 3 – Relação Ca/P das fases de apatita

Fosfato de Cálcio	Fórmula Química	Ca/P
Fosfato Tetracálcico (TeCP)	$\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$	2,0
Hidroxiapatita (HÁ)	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	1,67
Fosfato de Cálcio Amorfo (ACP)	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot n\text{H}_2\text{O}$	1,5
Fosfato Tricálcico (α , α' , β , γ) (TCP)	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1,5
Fosfato Octacálcico (OCP)	$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	1,33
Mono-hidrogênio fosfato de cálcio diidratado (DCPD)	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	1,0
Mono-hidrogênio fosfato de cálcio (DCP)	CaHPO_4	1,0
Pirofosfato de cálcio (CPP)	$\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$	1,0
Pirofosfato de cálcio diidratado (CPPD)	$\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7 \cdot \text{H}_2\text{O}$	1,0
Fosfato Heptacálcico (HCP)	$\text{Ca}_7(\text{P}_5\text{O}_{16})_2$	0,7
Di-hidrogênio fosfato tetracálcico (TDHP)	$\text{Ca}_4\text{H}_2\text{P}_6\text{O}_{20}$	0,67
Fosfato Monocálcico mono-hidratado (MCPM)	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	0,5
Metafosfato de cálcio (α , β , γ) (CMP)	$\text{Ca}(\text{PO}_3)_2$	0,5

Fonte: Pereira et al. (2005)

2.3.2.2.3 CIMENTOS DE FOSFATOS DE CÁLCIO

São cimentos geralmente utilizados nos espaços vazios entre o implante e a superfície óssea, minimizando os movimentos da prótese devido ao seu preenchimento. Possuem biocompatibilidade e bioatividade, não são tóxicos, têm perfeita adesão ao tecido duro, são preparados no ato cirúrgico e possuem boa resistência mecânica (PEREIRA et al., 2005).

Tabela 4 – Compostos utilizados em composições de cimento

Nome	Fórmula Química	Abreviatura
Diidrogenofosfato de cálcio monoidratado	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	MCPM
Hidrogenofosfato de cálcio diidratado (brushita)	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	DCPD
Hidrogenofosfato de cálcio (monetita)	CaHPO_4	DCP
Fosfato octacálcico	$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	OCP
Fosfato tricálcico	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	TCP (α , β)
Hidroxiapatita	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	HA
Fosfato tetracálcico	$\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$	TTCP
Carbonato de cálcio	CaCO_3	CC
Sulfato de cálcio hemi-hidratado	$\text{CaSO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$	CSH

Fonte: Pereira et al. (2005)

2.3.2.3 Cerâmicas Porosas

São cerâmicas desenvolvidas especialmente com tamanhos de poros controlados. Suas propriedades mecânicas após o crescimento ósseo são aumentadas, gerando um compósito osso-cerâmica. A tabela 5 mostra claramente a variação do comportamento mecânico de uma cerâmica porosa de HA com poros de $200\mu\text{m}$. O comportamento mecânico anisotrópico da cerâmica é eliminado depois do preenchimento dos vazios pelo tecido vivo. A tabela 5 representa a resistência mecânica à compressão de um implante cerâmico poroso, antes do crescimento ósseo induzido pela hidroxiapatita verifica-se

pelos ensaios que essa cerâmica apresenta grande anisotropia, pois a medida média na direção paralela foi de 9,30 MPa e na direção perpendicular de 4,30 MPa apresentando uma diferença considerável. Já após o crescimento ósseo e posterior retirada do implante para análise essa anisotropia é quase imperceptível, pois as tensões de compressão são próximas, tendo uma diferença de apenas 1,70 MPa. Outro fator importante notado no ensaio é o aumento da resistência mecânica após o crescimento ósseo que saltou de (média entre as direções) 6,80 MPa para 32,05 MPa.

Tabela 5 – Tensão de fratura em testes de compressão de uma cerâmica de hidroxiapatita com tamanho de poros na ordem de 200 μ m, antes e depois do crescimento ósseo

Orientação	Antes (MPa)		Depois (MPa)	
	Média	Min.-Máx	Média	Min.-Máx
Paralelo	9,3	6,9-11,5	32,9	19,0-58,5
Perpendicular	4,3	1,8-6,6	31,2	17,1-52,1

Fonte: Pereira et al. (2005)

Métodos de obtenção da Cerâmica Porosa (PEREIRA et al., 2005):

A – Incorporação de substâncias voláteis ou eliminadas por queima: a fração, o tamanho e a distribuição de volume de poros produzidos são determinados pela quantidade da fase perdida na queima;

B – Sistemas sol-gel que desenvolvem a porosidade durante as transformações de fase ou reações químicas, podendo esta porosidade ser também criada por incorporação de fase gasosa durante a gelação;

C – Cópia de uma estrutura polimérica porosa. Envolvimento e impregnação de uma espuma de poliuretano flexível pela imersão desta em suspensão cerâmica. O excesso é expelido e a queima subsequente da estrutura resultante pirolisa o substrato e sinteriza o pó cerâmico, deixando uma réplica da estrutura original;

D – *Foaming* de suspensões cerâmicas. Envolve a incorporação de uma fase gasosa (*foaming*) dispersa em uma suspensão cerâmica – tipicamente contendo o material cerâmico, água, ligante polimérico e um surfactante, e agentes de gelação. O material é secado e sinterizado, ocorrendo a eliminação dos orgânicos.

2.3.2.4 *Recobrimentos Cerâmicos*

São utilizados para se obter um implante com substrato que possua propriedades mecânicas adequadas e uma superfície que induza o crescimento do tecido desejado. A aplicação mais utilizada e estudada é o recobrimento de fosfato de cálcio por aspersão térmica a plasma. Esse processo arremessa particulados do material de recobrimento a alta velocidade no substrato desejado. Antes disso o pó do recobrimento na granulometria correta é aquecido por um arco elétrico que pode chegar a uma temperatura de 30.000°C. As partículas se ancoram no substrato constituindo um material com superfície recoberta porosa, na proporção desejada, e um substrato maciço (PEREIRA et al., 2005).

2.3.3 *Materiais Poliméricos*

Os materiais poliméricos são macromoléculas formadas pela união de unidades fundamentais (os “meros”) repetidamente que dão origem a longas cadeias.

Apresentam geralmente baixas densidade e resistência à temperatura, baixas condutividades elétrica e térmica.

Polímeros naturais são usados em aplicações biomédicas desde o início da civilização humana. Polímeros sintéticos começaram a ser usados na década de 1940. O PMMA foi um dos precursores na utilização como biomaterial. Atualmente, mais de 20 tipos diferentes de polímeros sintéticos são usados nesse tipo de aplicação. Isso devido a flexibilidade em serem projetados para exibirem comportamentos adequados em cada aplicação (ORÉFICE et al., 2005).

2.3.4 *Materiais Compósitos*

Biocompósitos possuem grande versatilidade no projeto de suas propriedades, o que facilita ao engenheiro de materiais adequar as propriedades do compósito as

estruturas dos tecidos que deseja substituir. São também vantagens dos biocompósitos em relação a outros materiais as que seguem abaixo (ORÉFICE et al., 2005):

- ✓ Apresentam mais baixas densidades que materiais metálicos e cerâmicos;
- ✓ Apresentam menor suscetibilidade à fratura por fadiga do que metais;
- ✓ Apresentam menor suscetibilidade à corrosão do que metais. Em biomateriais metálicos (como aço inoxidável) é frequente a liberação de íons metálicos que podem causar alergias;
- ✓ Por serem não-magnéticos, os compósitos, quando implantados, podem ser avaliados por técnicas de ressonância magnética e tomografia;
- ✓ Compósitos apresentam tenacidade à fratura superior à de cerâmicas que possibilita o uso desses materiais em aplicações onde há carregamento mecânico;
- ✓ Compósitos podem, em geral, ser cortados, moldados, usinados etc., para se adequarem geometricamente às necessidades do cirurgião.

2.4 Titânio e Suas Ligas

O titânio existe em duas formas cristalográficas. Em temperatura ambiente, o titânio (comercialmente puro) tem uma estrutura cristalina hexagonal compacta (hc) denominada como fase alfa (α). Na temperatura de 883 °C, este se transforma na estrutura cubica de corpo centrado (ccc), conhecida como fase beta (β). A manipulação destas variações cristalográficas através da adição de elementos de liga e processamento termomecânico é a base para o desenvolvimento de uma ampla variedade de ligas com diversas propriedades. Estas fases também fornecem uma maneira conveniente de classificar os produtos provenientes do elemento titânio. Baseado nas fases presentes, ligas de titânio podem ser classificadas como ligas α , ligas β , ou ligas $\alpha + \beta$. Ligas do tipo alfa contêm elementos como o alumínio e o estanho, que são seus elementos estabilizadores. Geralmente ligas Alfa têm resistência à fluência superior a ligas β , e são preferidas para aplicações de alta temperatura. A ausência de uma transição dúctil-frágil, uma característica de ligas β , torna as ligas α adequadas para aplicações criogênicas. As ligas alfa são caracterizadas pela boa resistência mecânica e considerável soldabilidade, porém, mais pobres em forjabilidade do que as ligas β . Ao contrário de ligas β , as ligas alfa não podem ser tratadas termicamente. Elas na maioria das vezes são fornecidas

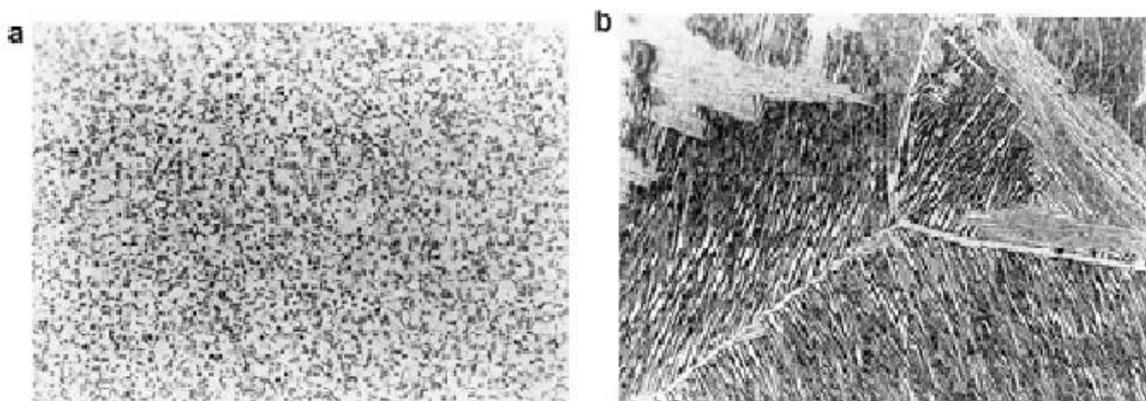
na condição recozida ou recristalizada para eliminar tensões residuais causadas pelo trabalho proveniente de sua produção (DONACHIE, 1988 e COLLIGS, 1984).

As ligas de titânio do tipo $\alpha + \beta$ são encontradas com maior facilidade dentro dos vários tipos de ligas de titânio. A Ti-6Al-4V é uma das ligas mais conhecidas por possuir estruturas cristalinas hexagonal compacta (fase alfa) e cúbica de corpo centrado (beta) presentes a temperatura ambiente, combinando resistência mecânica e resistência a corrosão com conformabilidade e usinabilidade (JESUINO et al., 2001).

As propriedades das ligas $\alpha + \beta$ podem ser controladas através de tratamento térmico, que é usado para ajustar as quantidades e tipos de presença da fase β . Tratamentos de solubilização seguidos por envelhecimento entre 480 a 650 °C precipitam a fase α , resultando em uma fina mistura de $\alpha + \beta$ em uma matriz de acumulados ou de transformação da fase β . Ligas do tipo Beta contêm elementos de transição, tais como o vanádio, nióbio e molibdênio, que tendem a diminuir a temperatura de transição de fase α para β e, assim, promover o desenvolvimento da fase β . Elas têm excelente forjabilidade. Ligas do tipo beta têm excelente temperabilidade, e respondem prontamente ao tratamento térmico realizado (DONACHIE, 1988 e COLLIGS, 1984).

A figura 19 mostra micrografias do titânio que são encontradas com grande frequência na literatura:

Fig. 19 – a) Microestrutura da liga Ti-6Al-4V ELI tratada termicamente a 705°C por 2 horas e resfriada ao ambiente; b) Microestrutura da liga Ti-6Al-4V ELI tratada termicamente a 1100°C e resfriada ao forno



Fonte: Chao; López (2007)

O titânio não é de fácil obtenção, no Brasil não existe fundição de titânio em escala comercial, e sua dificuldade de produção está na reação com o ar, oxigênio, níquel, carbono e hidrogênio, e necessidade de temperaturas elevadas. Em baixas temperaturas é inerte, em consequência da formação de uma película de óxido de titânio em sua superfície. Em temperatura ambiente, não é afetado por substâncias ácidas ou alcalinas, tornando-se ideal como composto de implantes no corpo humano (LEE, 1980).

Segundo Shimano (2005), o titânio possui alta bioatividade, grande flexibilidade e um menor módulo de elasticidade quando comparado a outros tipos de metais. Esses fatores combinados melhoram muito a osteointegração e a fixação mecânica de implantes produzidos em ligas de titânio.

Nas palavras de Cook et al. (1988), “O implante de titânio também pode ser preparado com revestimento poroso, oferecendo maior potencial para fixação biológica, pois promove o incremento de área de material de implante em contato com o tecido adjacente”.

O titânio puro e suas ligas têm sido desenvolvidos e utilizados como biomateriais desde a década de 1960 (YOKOYAMA et al., 2002). A liga Ti-6Al-4V, que combina resistência mecânica e à corrosão, possui boas propriedades de trabalhabilidade e conformabilidade.

O Ti-6Al-4V possui a característica de oferecer uma qualidade maior de imagem quando utilizada a ressonância magnética produzindo uma melhor resolução. Na tomografia computadorizada essa liga tem a propriedade de diminuir a interferência de sinal. Ambas essas características quando comparadas às do aço inoxidável. Assim sendo e devido a mais algumas características provenientes da liga esse material é muito utilizado na fabricação de implantes ortopédicos, odontológicos, bucomáxilo e craniofaciais.

Em 1940 teve-se o início do desenvolvimento do titânio em escala comercial e, quase que simultaneamente, a sua evolução como material para implante cirúrgico. Os primeiros experimentos utilizando o titânio como material de implante em animais foram realizados por Bothe et al. e Leventhal, com resultados de compatibilidade com o tecido bastante favoráveis (WANG, 1996). Por volta de 1950 começou a ser utilizado nos Estados Unidos da América como material de fixação em pequenas fraturas, de forma pouco expressiva. E na Inglaterra, em 1960, as ligas de titânio foram empregadas, com maior ênfase, como material de implante (COLLINGS, 1984), (SCHNEIDER, 2001) e (DUVAIZEM, 2009).

Segundo Okazaki et al. (1993), o verdadeiro uso do titânio e ligas de titânio em aplicações como material de implantes foi difundido no início de 1970. O Ti comercialmente puro (Ticp), a liga Ti-6Al-4V e a liga Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Intersticial) foram desenvolvidas originalmente como materiais estruturais para aplicação na indústria aeroespacial mas passaram a ser os principais materiais para aplicações como implantes cirúrgicos utilizados até hoje (SCHNEIDER, 2001).

O titânio comercialmente puro (Ticp) e as ligas de titânio implantáveis possuem maior resistência à corrosão e tolerância do tecido que o aço inoxidável, tradicionalmente utilizado nos implantes. Existem muitas ligas de interesse para próteses de reposição na atualidade uma delas é a liga Ti-6Al-4V muito utilizada em artroplastias devido a sua alta resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade, ótima resistência a corrosão. Tais aplicações incluem próteses de quadril e joelho, próteses craniofaciais, próteses bucomaxilofaciais, peças de fixação (chapas, parafusos, fios), instrumentos e implantes dentais (LONG, 1998), (ZITTER; PLENK, 1987), (SCHNEIDER, 2001) e (DUVAIZEM, 2009).

2.4.1 Classificação das Ligas de Titânio:

Além do que já foi abordado pode-se também classificar ligas de titânio com maior abrangência. Nos parágrafos seguintes serão mostradas novas formas de classificação dessas ligas.

As ligas de titânio podem ser classificadas em α , próximo α , $\alpha+\beta$, próximo β ou β metaestável e β estável, dependendo da sua composição e processamentos térmicos e mecânicos. As composições α/β ricas em β também são comumente designadas como ligas Ti- β (MARGOLIN et al., 1980) e (SCHEIDER, 2001).

Os elementos de liga conhecidos como estabilizadores da fase α são Al, O, N, C e, os estabilizadores da fase β possuem dois tipos, isomorfos que são Mo, V, Nb, Ta e W e os eutetóides que são Fe, Cr, Si, Ni, Co, Cu e Mn. Existem ainda os neutros tais como o Zr (BANIA, 1994) e (SCHEIDER, 2001).

Sabe-se que as propriedades mecânicas estão associadas à microestrutura do material e também ao processamento termomecânico e tratamentos térmicos que estão diretamente ligados. As ligas Ti- α e próximo de α exibem resistência à corrosão superior, mas sua aplicação como biomaterial é limitada por possuir uma resistência mecânica relativamente baixa a temperatura ambiente. Já as ligas Ti- $\alpha+\beta$ possuem valores de

resistência mecânica mais elevados e suas propriedades dependem, além da proporção α/β das condições citadas acima (LONG, 1998), (WEISS e SEMIATIN, 1998), (MURTHY e SUNDARESAN, 1998) e (SCHNEIDER, 2001).

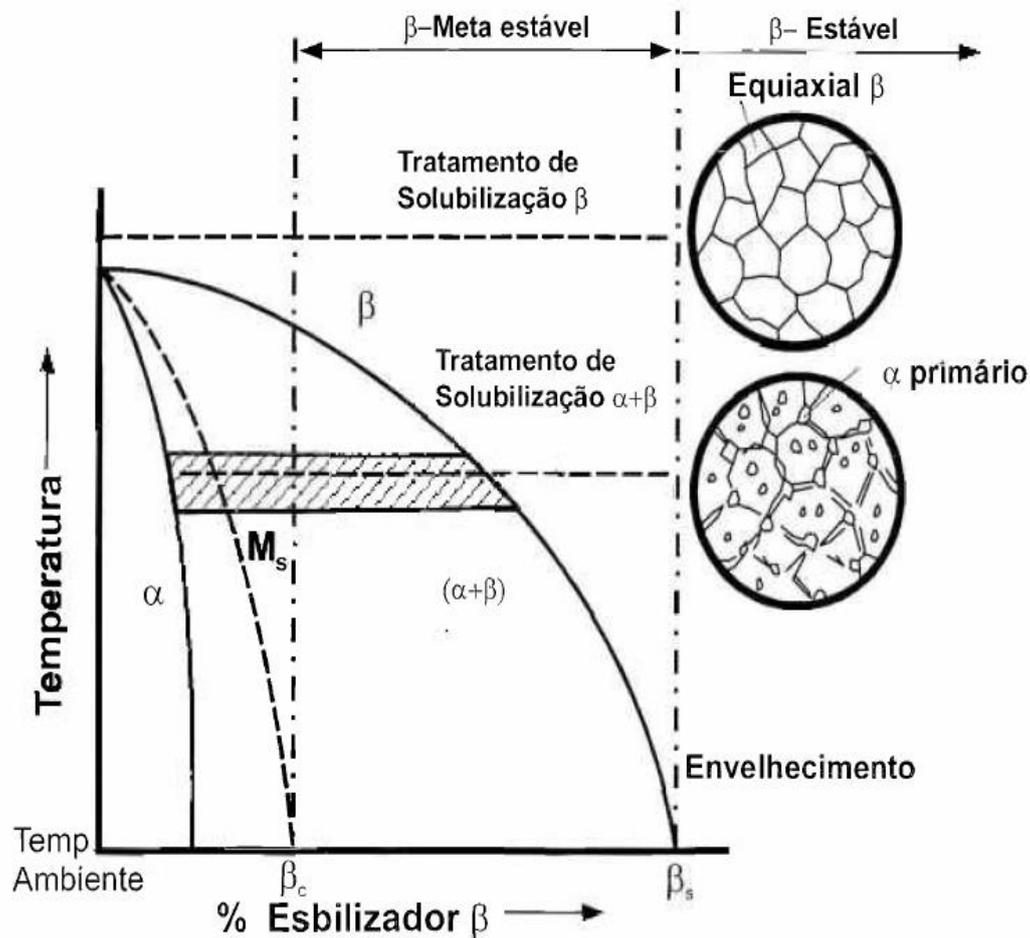
Para Bania (1994), denomina-se liga Ti- β qualquer liga que possua estabilizador β suficiente para reter 100% desta fase quando resfriada rapidamente a partir da temperatura de transição β (limite entre a região β e a $\alpha+\beta$). Utilizando o diagrama da figura 20 pode-se verificar essa característica e notar que esse esquema pseudo-binário do titânio está correlacionado a temperatura e a porcentagem de um estabilizador da fase β (MURAKAMI, 1980). Observa-se também que existe um ponto onde a quantidade de estabilizador da fase β torna-se suficiente para evitar a transformação martensítica (M_s) após resfriamento rápido. As ligas que estão entre o nível crítico mínimo de quantidade β (β_c) e o ponto estável (β_s) estão dentro da região de duas fases $\alpha+\beta$. Mas, embora essas ligas possam reter 100% β após resfriamento rápido, a fase β é metaestável e precipitará a fase α após envelhecimento. As ligas à direita de β_s são consideradas estáveis e teoricamente não ocorrem precipitações (SCHNEIDER, 2001) e (DUVAIZEM, 2009).

Pode-se realizar o controle do crescimento de grãos equiaxiais e de partículas α por meio de tratamento de solubilização em temperaturas acima ou abaixo da temperatura de solubilização β que são denominados tratamento de solubilização β e tratamento de solubilização $\alpha+\beta$, respectivamente. Os tratamentos de solubilização quando seguidos de envelhecimento em temperaturas mais baixas causam um aumento de resistência devido à formação de precipitados submicroscópicos α secundário (α'') (DONACHIE, 1998) e (SCHNEIDER, 2001).

O diagrama de fase esquemático torna-se uma grande ferramenta para os tratamentos térmicos a serem realizados em ligas de titânio. Pode-se criá-los a partir de estabilizadores β correlacionados com a temperatura e também de estabilizadores α recorrendo ao mesmo processo de elaboração.

Segundo Ankem e Greene (1999), as ligas Ti- β apresentam as maiores relações resistência/peso dentre todas as ligas de titânio, embora possuam também densidades ligeiramente superiores às demais ligas. Elas tendem também a apresentar menores valores do módulo de elasticidade, o que é desejável no caso de aplicações biomédicas onde considerando a anatomia humana deve-se buscar o módulo de elasticidade do osso como ideal.

Fig. 20 - Diagrama de fases esquemático de um pseudo binário do titânio e um estabilizador da fase β .



Fonte: Murakami (1980)

Nota-se que as ligas Ti- β apresentam maiores vantagens em relação às outras ligas de titânio, no entanto sua participação comercial no mercado é inexpressiva do qual segundo Schneider (2001), a liga $\alpha+\beta$ (Ti-6Al-4V) responde por 65%. É de grande interesse, portanto, o estudo do comportamento mecânico desses materiais, relacionando-o à microestrutura e ao processamento térmico e mecânico (SCHNEIDER, 2001).

A seguir são apresentadas na tabela 6 ligas de titânio desenvolvidas e utilizadas como implantes cirúrgicos. Mostram-se as propriedades mecânicas, denominação e classificação:

Tabela 6 - Ligas de Ti que são aplicadas como material biomédico.

DENOMINAÇÃO	TIPO	Limite de Resistência (MPa)	Limite de escoamento (MPa)	Alongamento (%)	Módulo de Elasticidade (Gpa)
Ti puro grau 1	α	240	170	24	102,7
Ti puro grau 2	α	345	275	20	102,7
Ti puro grau 3	α	450	380	18	103,4
Ti puro grau 4	α	550	485	15	104,1
Ti-6Al-4V ELI	$\alpha+\beta$	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-4V	$\alpha+\beta$	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti-6Al-7Nb ^a	$\alpha+\beta$	900-1050	880-950	8,1-15	114
Ti-5Al-2,5Fe ^a	$\alpha+\beta$ rica em β	102	895	15	112
Ti-5Al-3Mo-4Zr ^a	$\alpha+\beta$	925-1080	820-930	15-17	110
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd ^a	$\alpha+\beta$	860-1109	790	21-10	89-103
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd ^a	$\alpha+\beta$	715-919	1020	28-18	94-99
Ti-13Nb-13Zr ^a	próximo β	973-1037	693-806	10-16	79-84
Ti-12Mo-6Zr-2Fe ^a	β	1060-1100	836-908	18-22	74-85
Ti-15Mo ^a	β	874	1000-1060	21	78
Ti-16Nb-10Hf ^a	β	851	544-736	10	81
Ti-15Mo-5Zr-3Al	β	852-1100	838-1060	25-22	80
Ti-15Mo-2,8Nb-0,2Si ^a	β	979-999	945-987	16-18	83
Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr ^a	β	596,5	547,1	19	55,0
Ti-29Nb-4,6Zr ^a	β	911	864	13,2	80

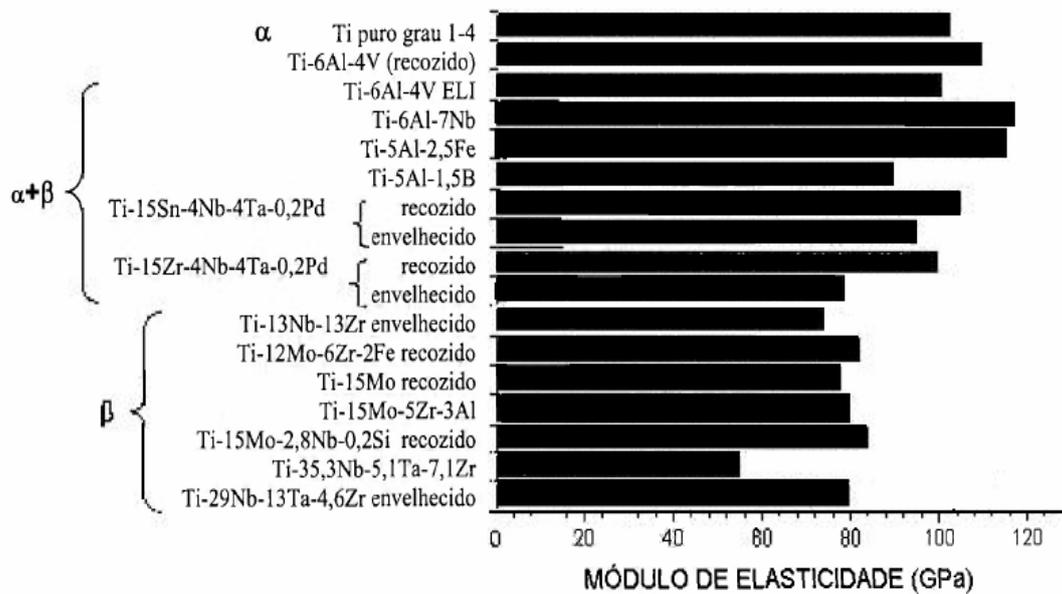
Onde ^a refere-se as ligas desenvolvidas para aplicação biomédica.

Fonte: Niinomi (1998)

Os módulos de elasticidade dos aços inoxidáveis e das ligas de Cobalto-Cromo são elevados comparados ao do osso humano. Sabe-se que quanto mais próximo do módulo de elasticidade do organismo a ser substituído maior eficácia obtém-se para o implante como mostrado em estudos de (OKAZAKI et al., 1996) (NIINOMI, 1998) (SONG et al., 1999). Nos aços inoxidáveis e ligas cobalto-cromo tem-se para o módulo de elasticidade aproximadamente e respectivamente 205GPa e 240GPa (SCHNEIDER, 2001). Para as ligas de titânio os módulos de elasticidade variam entre 50GPa e 120GPa como verificado na figura 21. No entanto esses módulos ainda estão em uma região acima do valor do módulo de elasticidade do osso, obtido por meio do ensaio de tração,

que se encontra entre 17 a 35 GPa (ZAVAGLIA, 1993), (SCHNEIDER, 2001) e (DUVAIZEM, 2009).

Fig. 21 - Comparação entre os módulos de elasticidade das ligas de Ti utilizadas em aplicações biomédicas



Fonte: Kuroda et al. (1998)

2.4.2 Liga de Titânio Ti-6Al-4V

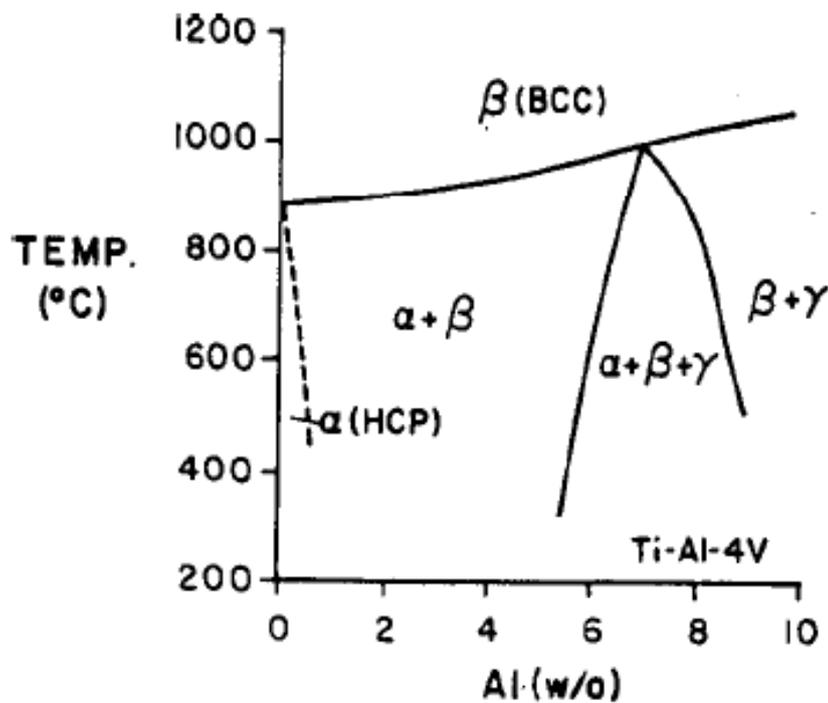
Em aplicações como biomaterial, o titânio e a liga Ti-6Al-4V tem sido usados desde 1960, com Ti-6Al-4V gradualmente substituindo o titânio comercialmente puro devido à resistência mecânica superior. A microestrutura e os processos de fabricação realizados nas ligas de titânio provocam variação das propriedades mecânicas da mesma em função da direção que se está analisando, sua anisotropia é bem acentuada. Um controle microestrutural por meio de tratamentos térmicos, processamentos termomecânicos ou termoquímicos têm sido realizados na tentativa de aumentar a resistência e a tenacidade de ligas de titânio (DUVAIZEM, 2009).

Ligas de titânio do tipo Ti-6Al-4V são usadas com sucesso como biomaterial em aplicações nos campos da odontologia e ortopedia além de sua utilização no setor aeroespacial. As características da liga Ti-6Al-4V que a tornaram um material interessante são sua boa resistência à corrosão em meio biológico, combinada com um

excelente grau de biocompatibilidade, uma ótima resistência mecânica e uma relação peso/resistência das melhores já encontrada nos metais (BENTO, 2000).

Segundo Noort (1987), com a adição de alumínio e vanádio a temperatura de transição α/β é diminuída, e ambas as fases, α e β , podem coexistir à temperatura ambiente nas ligas Ti-6Al-4V. A Figura 22 mostra um diagrama de fase parcial para o processo de formação da fase α e da fase β para a liga de Ti-6Al-4V, no qual varia-se apenas a concentração do alumínio na liga (BENTO, 2000).

Fig. 22 – Parte do diagrama de fase parcial da liga Ti-6Al-4V



Fonte: Bento (2000)

3 MATERIAL E MÉTODOS

Essa pesquisa foi realizada nas universidades estaduais UNESP e UNICAMP onde utilizou-se os laboratórios FEM/DEMA/UNICAMP (LABIOMECC), INCT-BIOFABRIS (UNICAMP) e os laboratórios do DEM/FEIS/UNESP. As ligas utilizadas no estudo foram fornecidas por doação da empresa REALUM Soluções em Titânio e Alta Liga e pelo Laboratório de Biofabricação (INCT-BIOFABRIS).

As amostras foram cedidas em barras de diâmetro 8,0 mm x 300,0 mm e de diâmetro 6,2 mm x 300 mm em Ti-6Al-4V ELI trefilado e posteriormente recozido. Também foram recebidas amostras do laboratório BIOFABRIS na forma de corpos de prova já fabricados na geometria idealizada em liga de Ti-6Al-4V prototipada por sinterização seletiva direta a laser de metal (DMLS) no equipamento EOSINT M270 da empresa EOS de origem Alemã, essas amostras no estado “*as cast*”.

O objetivo de trabalhar com esses dois tipos de amostras (Trefilada e Prototipada) foi realizar uma comparação entre implantes fabricados por usinagem com matéria prima trefilada versus implantes fabricados por prototipagem rápida na mesma liga.

Na figura 23 é mostrada a máquina EOSINT M270 de prototipagem rápida DMLS. Os parâmetros utilizados na construção das amostras prototipadas são os recomendados pelo fabricante do equipamento para a liga de titânio Ti-6Al-4V. Esses parâmetros encontram-se na tabela 7.

Fig. 23 – Máquina de prototipagem rápida EOSINT M270



Fonte: Dados do próprio autor

Tabela 7 – Parâmetros de construção utilizados na EOSINT M270

Parâmetros da Máquina DMLS	
Potência do Laser	170 W
Velocidade de varrimento	1250 mm/s
Espessura da camada	30 microns
Espaçamento entre Linhas	100 microns
Ângulo de varrimento	45 Graus
Estratégia de construção	Linha (Alternadamente X-Y)

Fonte: Dados do próprio autor

A norma ASTM F-136 apresenta as propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V ELI no estado recozido como mostrado na tabela 8.

Tabela 8 – Propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V como recozida

Diâmetro ou Espessura (mm)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Alongamento (%)	Redução de Área (%)
Abaixo de 4,75	860	795	10	---
4,75 a 44,45	860	795	10	25
44,45 a 63,50	825	760	8	20
63,50 a 101,60	825	760	8	15

Fonte: ASTM F-136

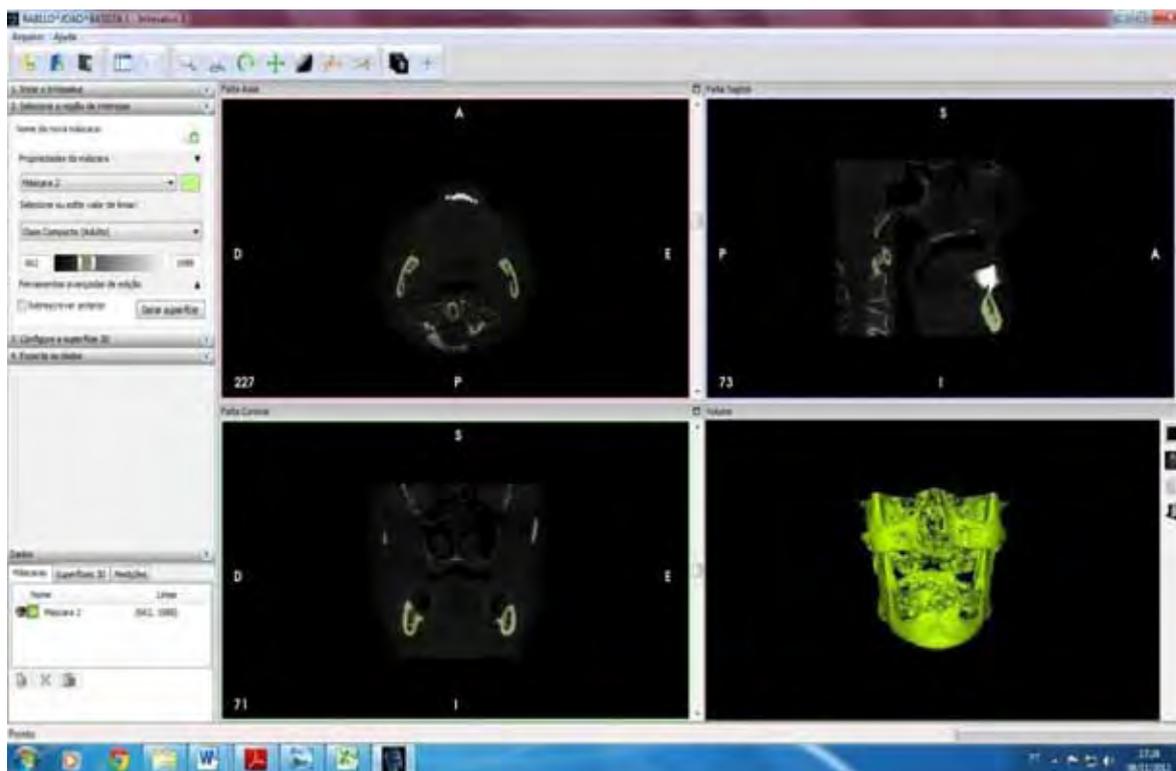
Ensaio realizados:

- ✓ Ensaio de tração segundo norma ASTM E8;
- ✓ Ensaio de microdureza Vickers;
- ✓ Ensaio de microscopia óptica – MO;
- ✓ Ensaio de microscopia eletrônica de varredura – MEV;
- ✓ Ensaio de rugosidade.

A tratativa para os ensaios mencionados acima está no tópico Apêndice.

Seguindo o propósito da pesquisa será desenvolvido um implante mandibular para distúrbios de ATM utilizando para isso a aquisição de imagens por tomografia computadorizada, esses arquivos foram cedidos pelo laboratório INCT-BIOFABRIS no formato DICOM. Os mesmos foram manipulados no software *Invesalius*® para geração de imagens 3D provindas do fatiamento 2D realizado pela tomografia. A figura 24 mostra a imagem gerada pelo *Invesalius*®. Nela pode-se ver a perspectiva do crânio do paciente e também as três vistas bidimensionais que são nomeadas de fatias axiais, coronais e sagitais. A fatia axial está no quadrante superior esquerdo, a fatia coronal está no quadrante inferior esquerdo, a fatia sagital está no quadrante superior direito e a perspectiva da imagem no quadrante inferior direito.

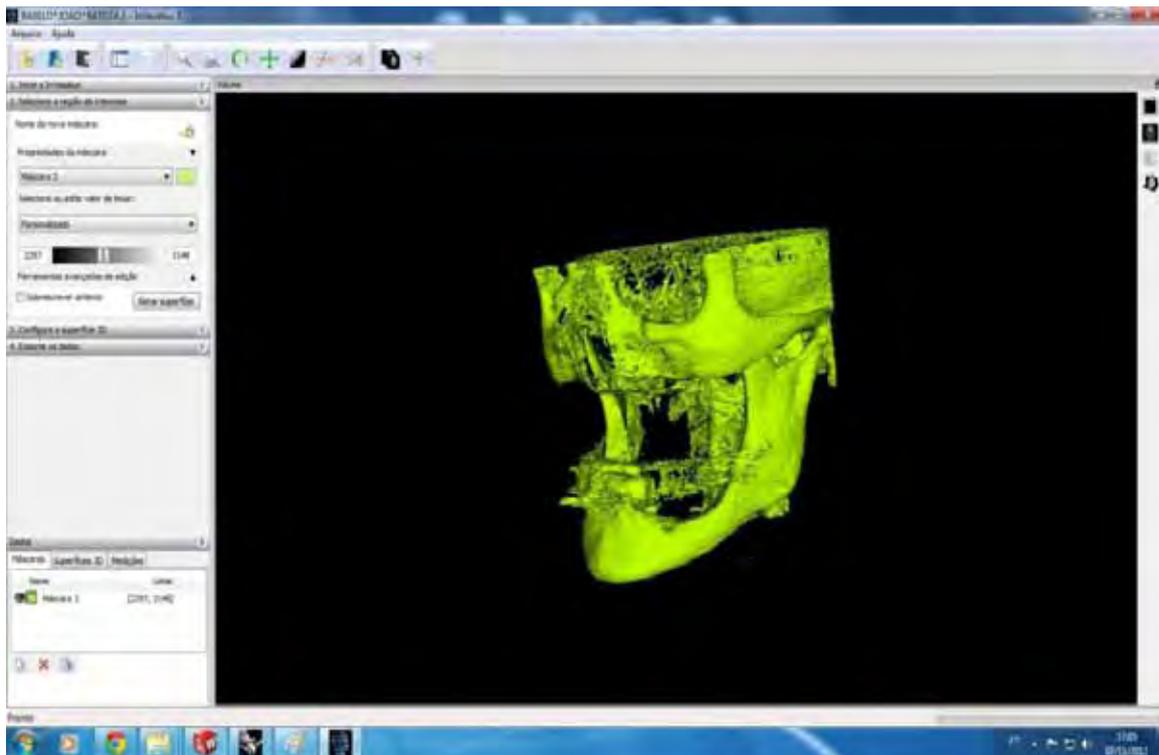
Fig. 24 – Manipulação da tomografia no *Invesalius*®



Fonte: Dados do próprio autor

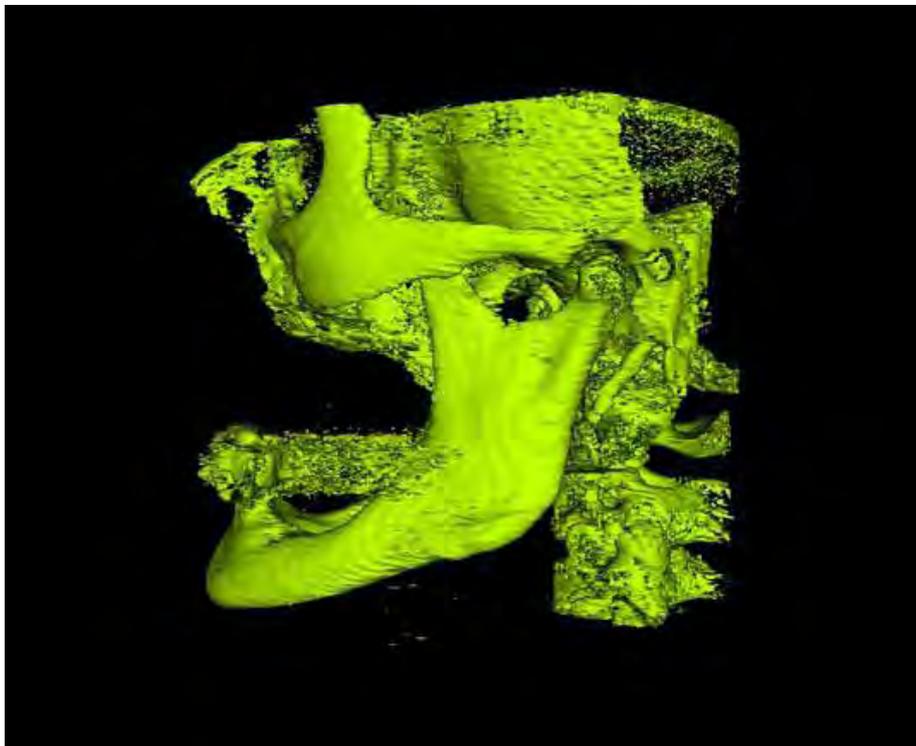
Uma vista ampliada do crânio em perspectiva pode ser vista nas figuras 25 e 26 para melhor analisar a anatomia do paciente.

Fig. 25 – Vista em perspectiva paciente



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 26 – Vista em perspectiva ampliada do paciente

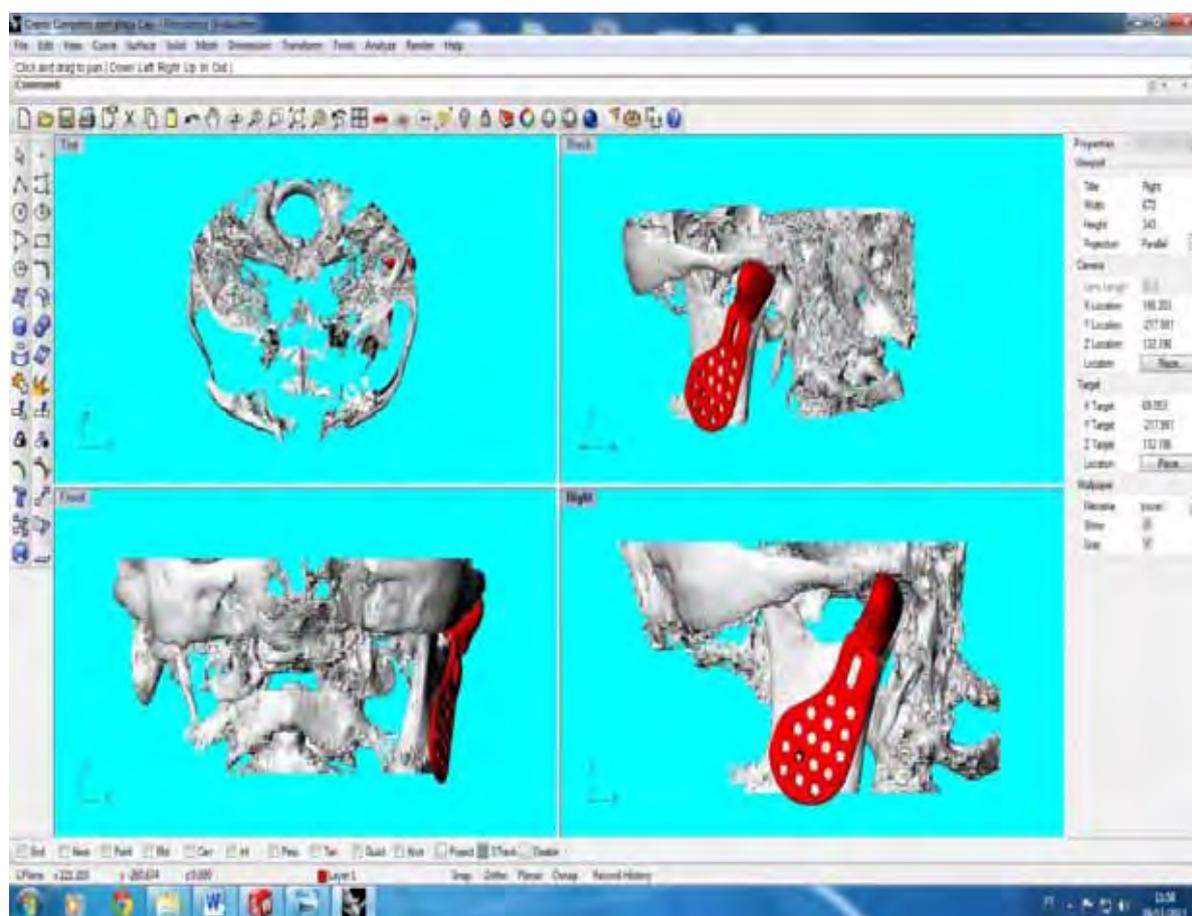


Fonte: Dados do próprio autor

Após a geração de arquivos 3D foi utilizado o software Rhinoceros® para trabalhar com as imagens, o mesmo pode ser baixado diretamente do site da empresa e permite que se faça 25 salvamentos de arquivos de maneira gratuita. Também foi utilizado o software Solidworks® para modelagem das imagens, a licença é de propriedade do laboratório INCT-BIOFABRIS.

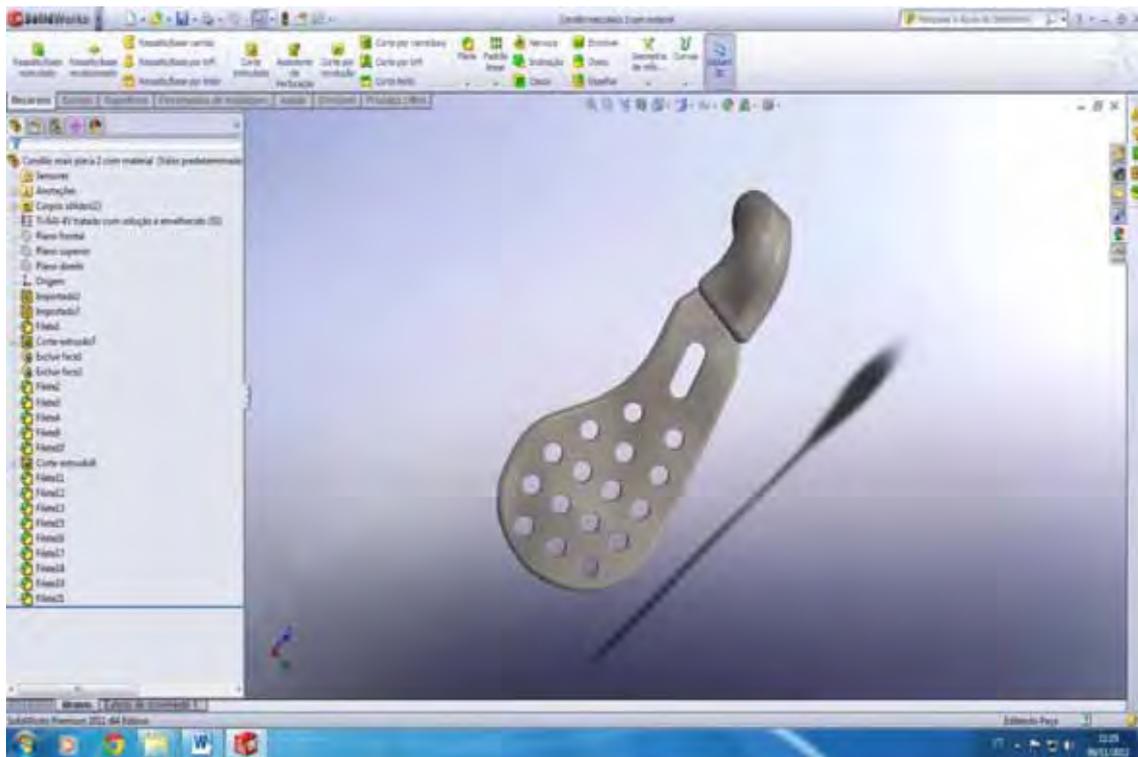
A simulação por elementos finitos do implante desenvolvido foi efetuada no software Ansys® utilizando o critério de falha das tensões de Von-Mises e considerando forças musculares da mandíbula encontradas na literatura e referenciadas no tópico Forças Mastigatórias. A licença desse software pertence à área de simulação numérica da FEIS/UNESP. Nas figuras 27, 28 e 29 são apresentadas as interfaces de trabalho dos softwares Rhinoceros®, Solidworks® e Ansys Workbench®.

Fig. 27 – Interface de trabalho do Rhinoceros®



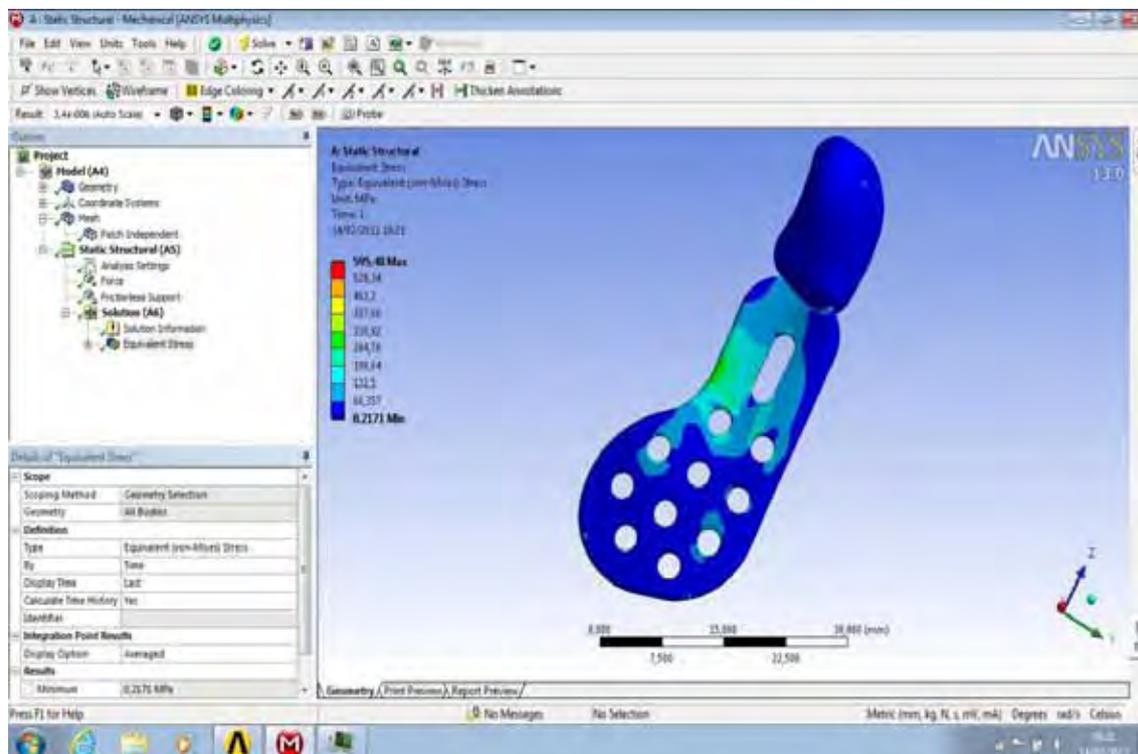
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 28 – Interface de trabalho do Solidworks®



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 29 – Interface de trabalho do Ansys Workbench®



Fonte: Dados do próprio autor

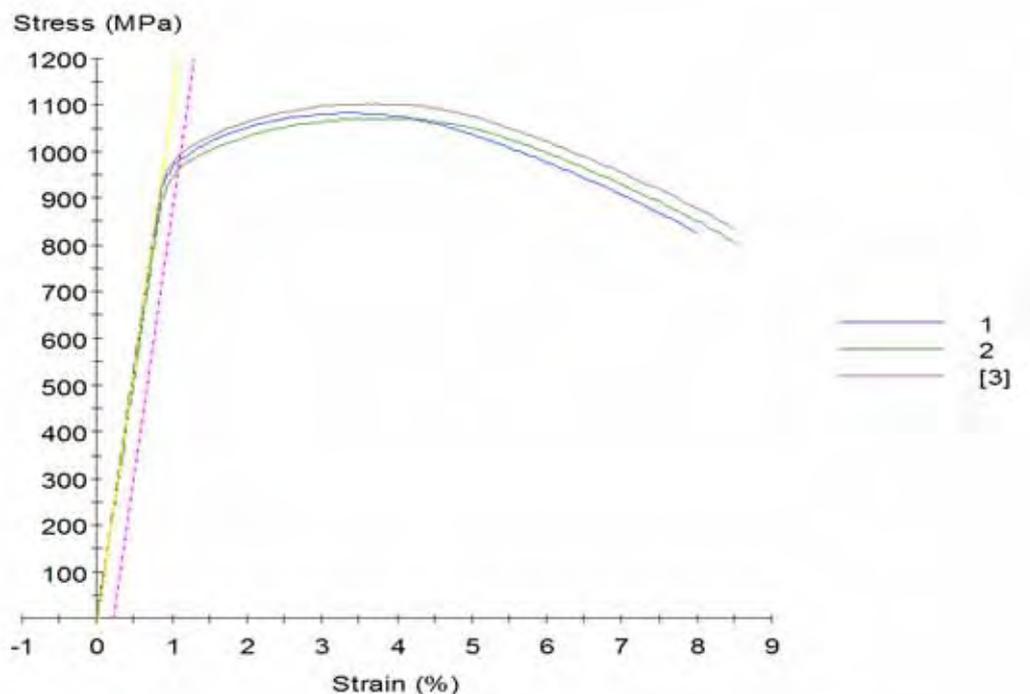
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

As análises realizadas nesse trabalho têm o objetivo de demonstrar a possibilidade de uso da prototipagem rápida como uma técnica de fabricação de implantes cranianos e bucomaxilofaciais. Para isso comparou-se um material convencional utilizado na fabricação de implantes e o material de prototipagem. Também foi realizado um estudo de aquisição de imagens e modelagem 3D para desenvolver um novo implante bucomaxilofacial personalizado com geometria ideal e resistência mecânica satisfatória ao uso.

4.1 Ensaio de Tração

Nas figuras 30 e 31 verificam-se os gráficos tensão versus deformação dos corpos de prova em titânio do material trefilado. Foram ensaiados três corpos de prova de tração com dimensões reduzidas de diâmetro 4 mm (figura 32B) e três corpos de prova de tração com dimensões reduzidas de diâmetro 6 mm (figura 32A).

Fig. 30 – Gráfico tensão versus deformação do corpo de prova de 4 mm



Fonte: Dados do próprio autor

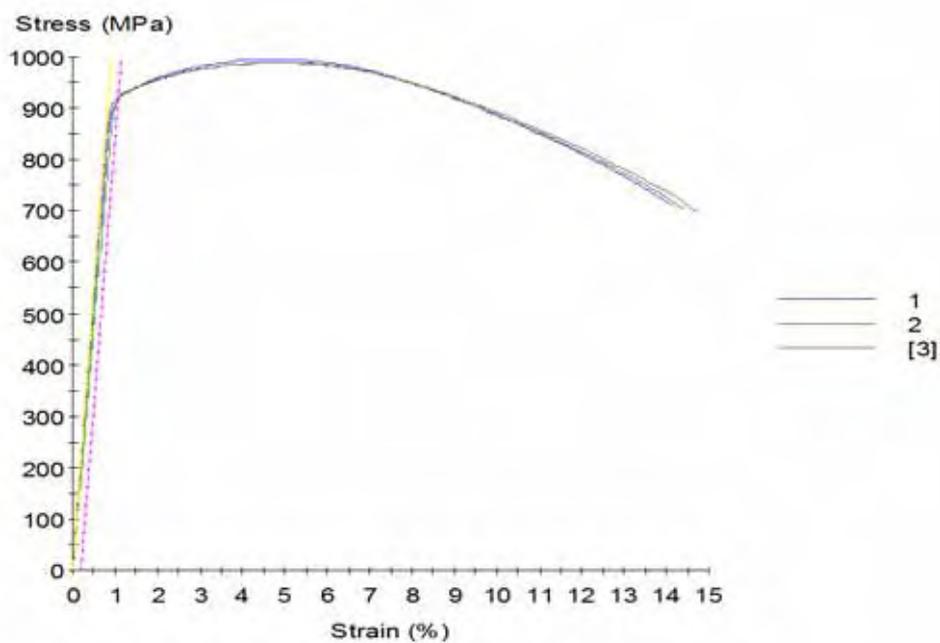
Os resultados providos pelo equipamento de ensaio de tração para os corpos de prova de 4 mm de diâmetro estão apresentados na tabela 9:

Tabela 9 – Resultados dos ensaios de tração em corpo de prova reduzido de 4 mm trefilado

Corpos de Prova	Diâmetro (mm)	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Alongamento (%) em 16 mm
1	4,0000	986,4238	1082,6514	11,8750
2	3,7000	967,6416	1071,5440	13,7500
3	4,0000	996,1664	1103,3238	13,1250
Média	3,9000	983,4106	1085,8397	12,9166
Std. Dev.	0,1732	14,4991	16,1280	0,9547

Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 31 - Gráfico tensão versus deformação do corpo de prova de 6 mm



Fonte: Dados do próprio autor

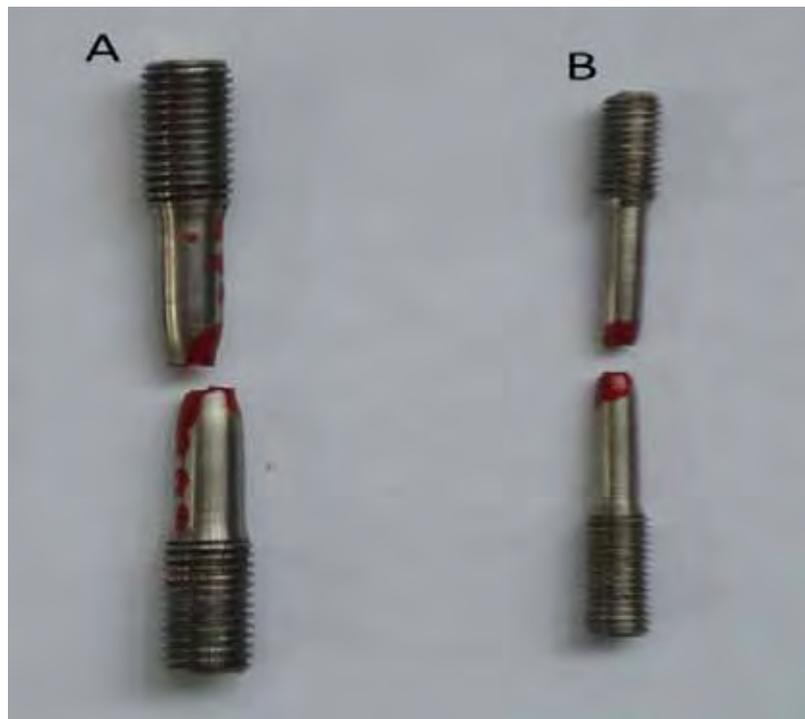
Os resultados providos pelo equipamento de ensaio de tração para os corpos de prova de 6 mm de diâmetro estão apresentados na tabela 10:

Tabela 10 – Resultados dos ensaios de tração em corpo de prova reduzido de 6 mm trefilado

Corpos de Prova	Diâmetro (mm)	Limite de escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Alongamento (%) em 24 mm
1	6.0000	919.1258	994.8116	14.5830
2	6.0000	928.2826	989.1857	14.5830
3	6.0000	921.6329	987.8121	15.4170
Média	6.0000	923.0138	990.6031	14.8610
Std. Dev.	0.0000	4.7320	3.7087	0.4815

Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 32 – Corpos de prova de tração de material trefilado após ensaio:
a) Corpo de alma de 6 mm; b) Corpo de alma de 4 mm.



Fonte: Dados do próprio autor

Tabela 11– Comparação entre propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V trabalhada a frio e prototipada por DMLS.

Amostras Ti6Al4V	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Modulo de Elásticidade (GPa)	Alongamento (%)
Trabalhada a Frio	953	1038	106	13,9
Prototipada por DMLS	957	1172	108	11,0

Fonte: Dados do próprio autor e Larosa (2012)

A tabela 11 mostra uma comparação das propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V trabalhada a frio e prototipada por DMLS. Os resultados do ensaio de tração para a liga prototipada foram fornecidos por Larosa (2012). Nota-se uma relativa igualdade entre as propriedades reveladas por essa tabela. Discretamente verifica-se que a liga prototipada possui uma resistência mecânica maior, porém existe uma perda de ductilidade notada por um menor alongamento. Essa perda de ductilidade pode ser vista principalmente nos corpos de prova de diâmetro de 6,0 mm trefilados, pois estes apresentam um menor encruamento devido ao trabalho a frio realizado na trefilação. Quando menor for o diâmetro do fio trefilado maior será seu índice de encruamento e conseqüentemente menor sua ductilidade. No caso da liga prototipada pode-se dizer que ela apresenta um alongamento menor por possuir uma microestrutura martensítica o que será verificado nos ensaios de microscopia óptica e eletrônica.

4.2 Ensaio de Rugosidade

O ensaio de rugosidade foi realizado com o objetivo de se comparar as superfícies de implantes fabricados por prototipagem rápida e por usinagem. Às vezes quando se fala em implantes é importante obter uma superfície rugosa para induzir o crescimento de tecido ósseo no material e para possibilitar a aplicação de indutores de crescimento como a hidroxiapatita. Também de igual importância são superfícies polidas que se adequam melhor em contato com a pele.

Na tabela 12 são apresentados os resultados de rugosidade das superfícies dos corpos de prova em quatro condições:

- ✓ Implante prototipado;
- ✓ Implante prototipado polido;
- ✓ Implante trefilado polido;
- ✓ Implante trefilado usinado.

Tabela 12 – Medidas de rugosidade em diferentes condições.

Condições	1-Ra (μm)	2-Ra (μm)	3-Ra (μm)	4-Ra (μm)	5-Ra (μm)	Média (μm)	Desv. Padrão
Implante prototipado	15,44	14,19	14,67	13,52	13,16	14,20	0,91
Implante prototipado polido	0,10	0,11	0,10	0,11	0,09	0,10	0,01
Implante trefilado polido	0,13	0,12	0,12	0,12	0,15	0,13	0,01
Implante trefilado usinado	0,44	0,54	0,36	0,40	0,58	0,46	0,09

Fonte: Dados do próprio autor

Os resultados de medidas de rugosidade demonstraram que quando o implante prototipado é polido sua superfície apresenta uma rugosidade igual ou inferior ao implante usinado e posteriormente polido. Como foi descrito anteriormente pode-se aliar no implante prototipado a característica de superfície rugosa para induzir o crescimento ósseo e a característica de superfície polida para ficar em contato com o tecido mole do organismo do paciente.

O implante com superfície usinada não apresenta uma rugosidade satisfatória para induzir o crescimento ósseo, sendo uma superfície pouco usual entre próteses.

No trabalho de Cooper et al. (2012), foi realizada uma análise das características mecânicas de uma peça da equipe de formula 1 da empresa RED BULL® que também foi construída em Ti-6Al-4V pelo processo de prototipagem DMLS. As rugosidades encontradas por Cooper et al. (2012), se assemelham com as apresentadas neste trabalho, comprovando os resultados aqui apresentados.

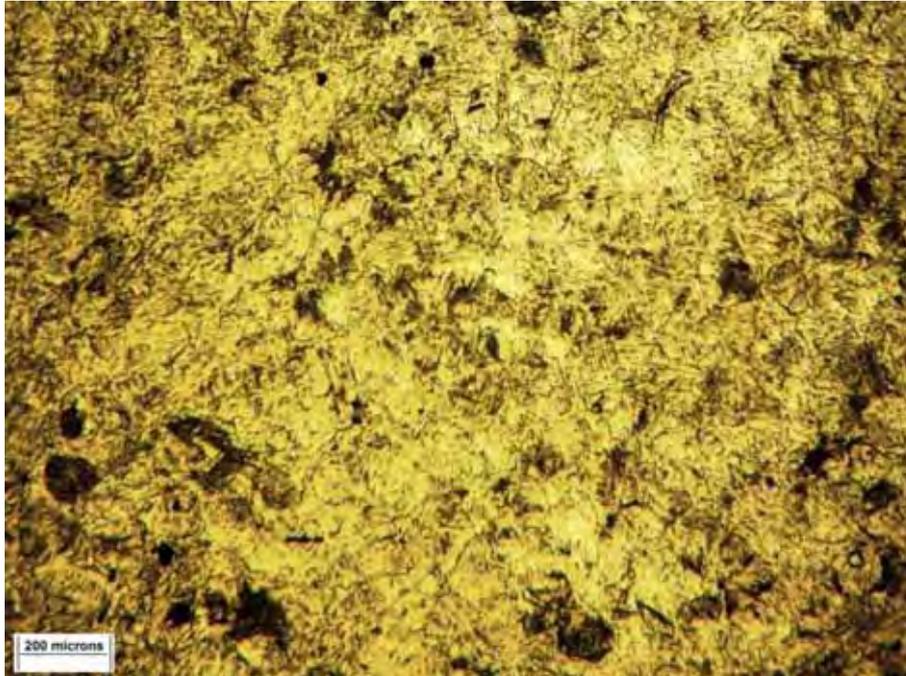
4.3 Ensaio de Microscopia Óptica

A finalidade do ensaio de microscopia óptica é caracterizar o material sob a perspectiva de sua microestrutura e avaliar os seus constituintes. Para isso utilizou-se imagens micrográficas em 50x, 100x, 125x e 1000x.

Foram analisadas as amostras no sentido transversal e longitudinal, o sentido transversal indica a superfície do material no eixo horizontal de construção da amostra

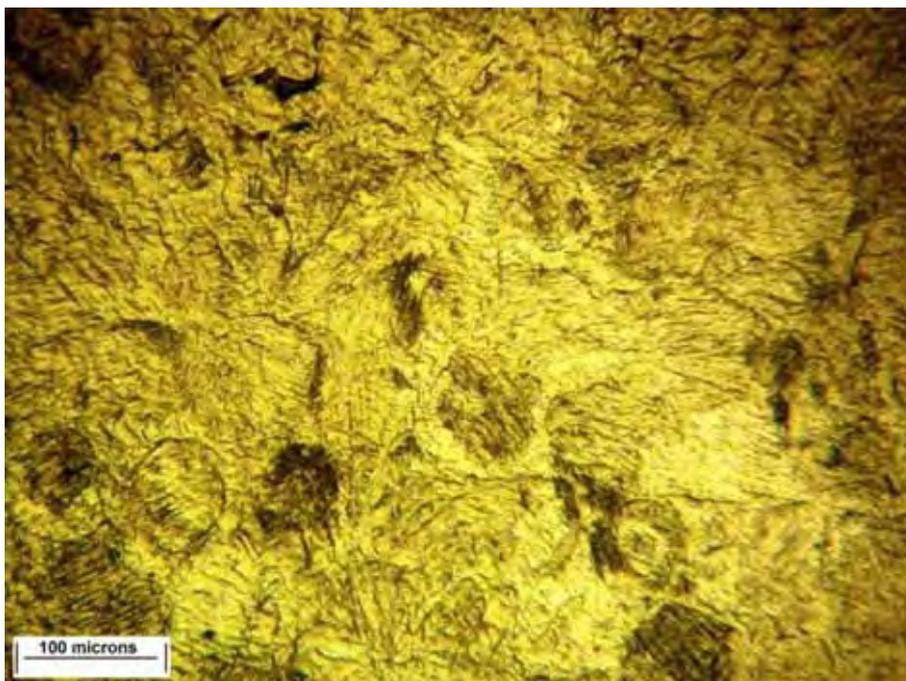
prototipada e o sentido longitudinal indica as várias camadas ou o eixo vertical de construção da peça. Na amostra trefilada o sentido longitudinal indica o sentido de construção da amostra e o transversal o sentido perpendicular ao sentido de trefilação da amostra.

Fig. 33 – Micrografia da liga prototipada no sentido transversal 50x



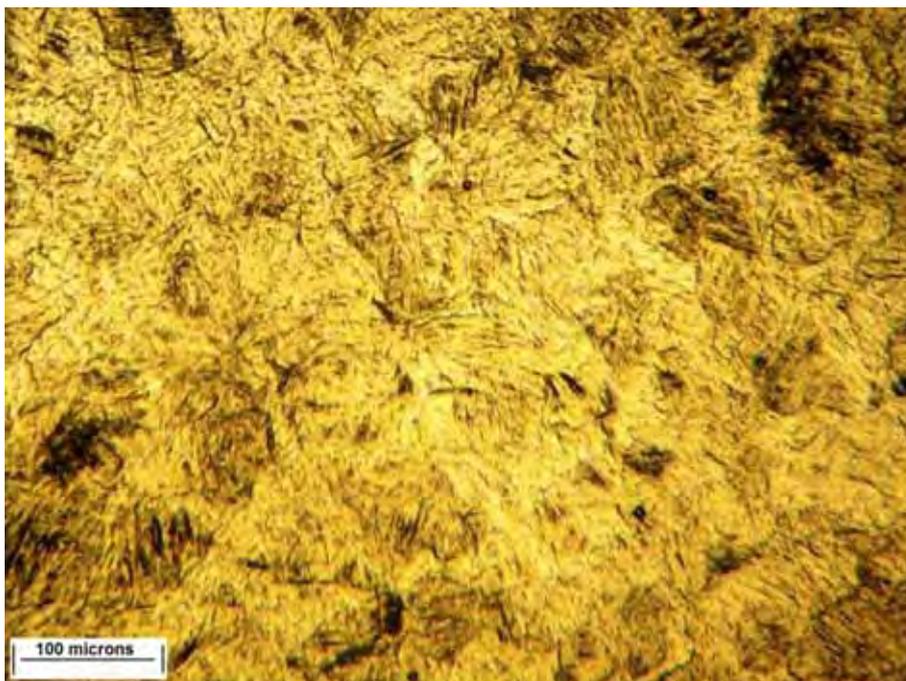
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 34 – Micrografia da liga prototipada no sentido transversal 100x



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 35 – Micrografia da liga prototipada no sentido transversal 125x



Fonte: Dados do próprio autor

A microestrutura do material prototipado é classificada como uma estrutura específica do processo. Segundo Thijs et al. (2010), devido ao gradiente elevado de temperatura durante o processo a microestrutura da liga formada do pó de Ti-6Al-4V é martensítica.

Essa microestrutura martensítica é acicular como é verificado nas figuras 33, 34 e 35. Verificou-se também na Revisão Bibliográfica que o titânio pode formar dois tipos de microestrutura martensítica que é a fase α' (hexagonal compacta) e α'' (ortorrômbica). Nesse caso tem-se a fase α' que é acicular e foi comprovada nos estudos de Thijs et al. (2010), por ensaios de difração de raio-X combinados com valores existentes na literatura.

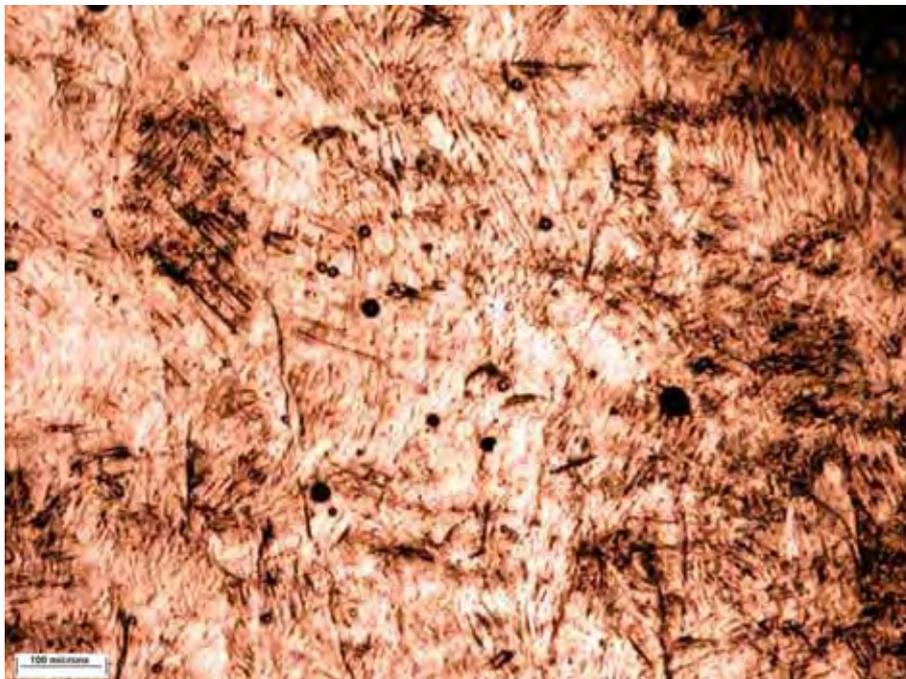
Pelas micrografias apresentadas nas figuras 33,34 e 35 pode-se verificar a presença da fase α' representada pelo formato de agulhas evidente em toda a estrutura. Também se notam alguns poros provenientes do processo de sinterização, mas não se verificou nenhuma orientação preferencial da estrutura analisada no sentido transversal. Essa ausência de orientação é proveniente da estratégia de construção empregada no processo de fabricação, isso se deve ao espaçamento adequado entre o varrimento do laser e os sentidos do laser empregados na construção da amostra.

Fig. 36 – Micrografia da liga prototipada no sentido longitudinal 50x



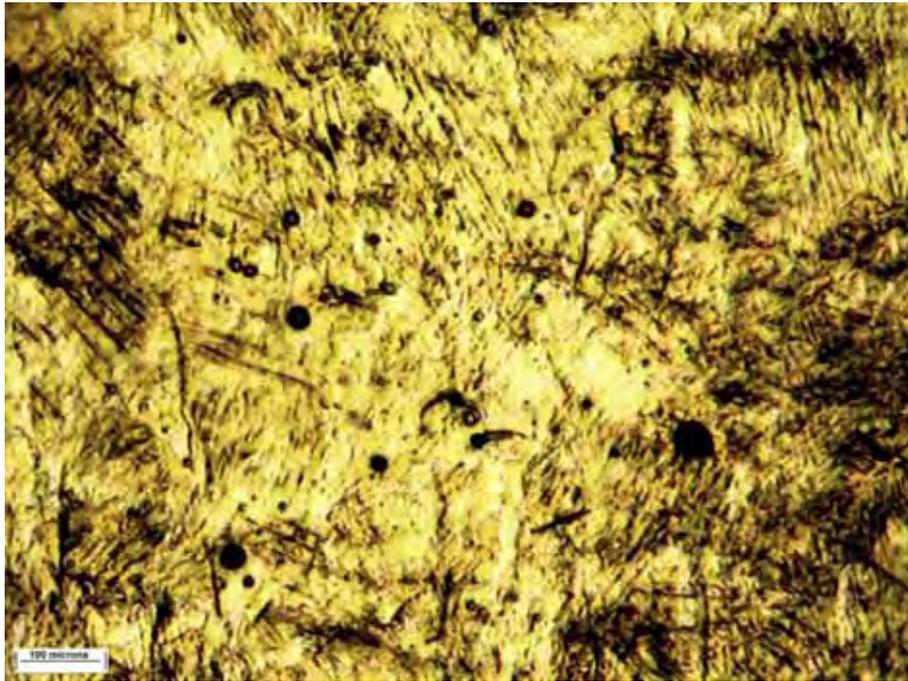
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 37 – Micrografia da liga prototipada no sentido longitudinal 100x



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 38 – Micrografia da liga prototipada no sentido longitudinal 125x

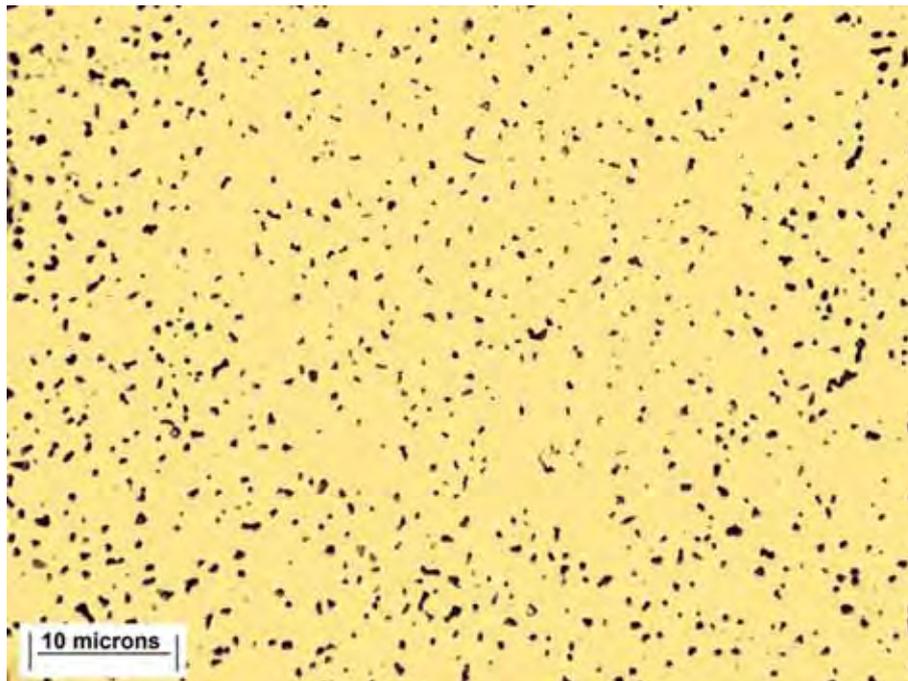


Fonte: Dados do próprio autor

Verifica-se principalmente na micrografia da figura 36 que as amostras prototipadas e ensaiadas na direção longitudinal apresentam grãos alongados no sentido vertical da figura. As camadas da peça, que são de 30 μm , não são verificadas na amostra, demonstrando que o material apresenta total fusão dessas camadas. Os grãos alongados evidenciados nas figuras 36, 37 e 38 são possivelmente provenientes do espaçamento entre as linhas de varredura do laser, pois esses apresentam aproximadamente 100 μm de largura exatamente o que foi especificado no equipamento de construção para o espaçamento de linhas. Isso provavelmente tem correlação com a poça de fusão formada pelo laser e pelo gradiente de temperatura durante o resfriamento. Esse comportamento pode ser verificado com maior clareza nos estudos de Thijs et al. (2010). Também é evidenciada, como nas amostras transversais, a presença da fase α' , representada pelo formato de agulhas, evidenciado em toda a estrutura. Alguns poros podem ser vistos nas micrografias das amostras longitudinais.

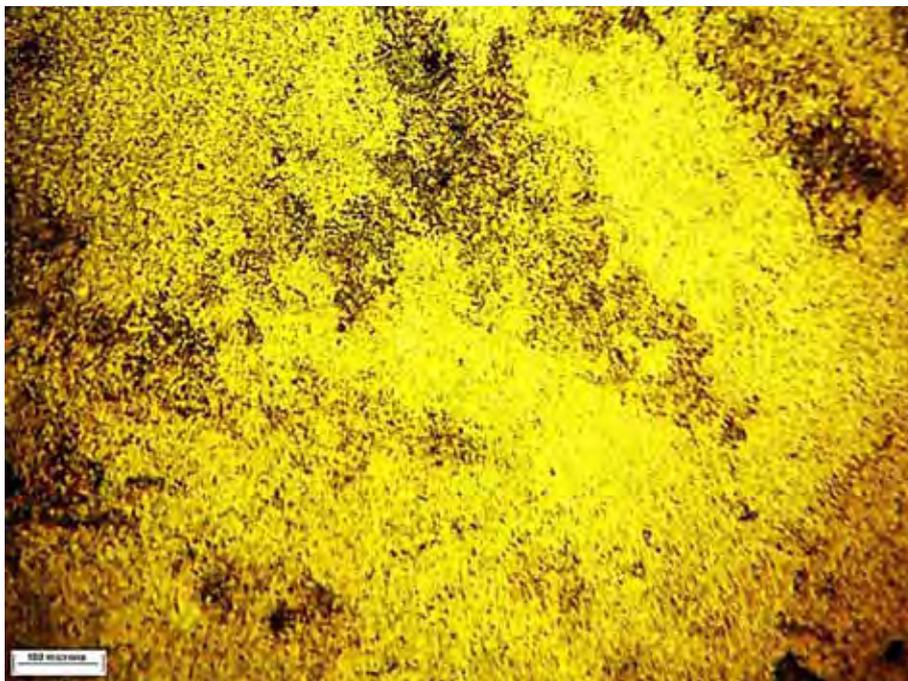
Como não podia ser diferente a microestrutura é martensítica acicular demonstrada pelo formato de espinha de peixe verificado nas figuras citadas anteriormente da amostra longitudinal.

Fig. 39 – Micrografia da liga trefilada no sentido transversal 1000x



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 40 – Micrografia da liga trefilada no sentido transversal 100x

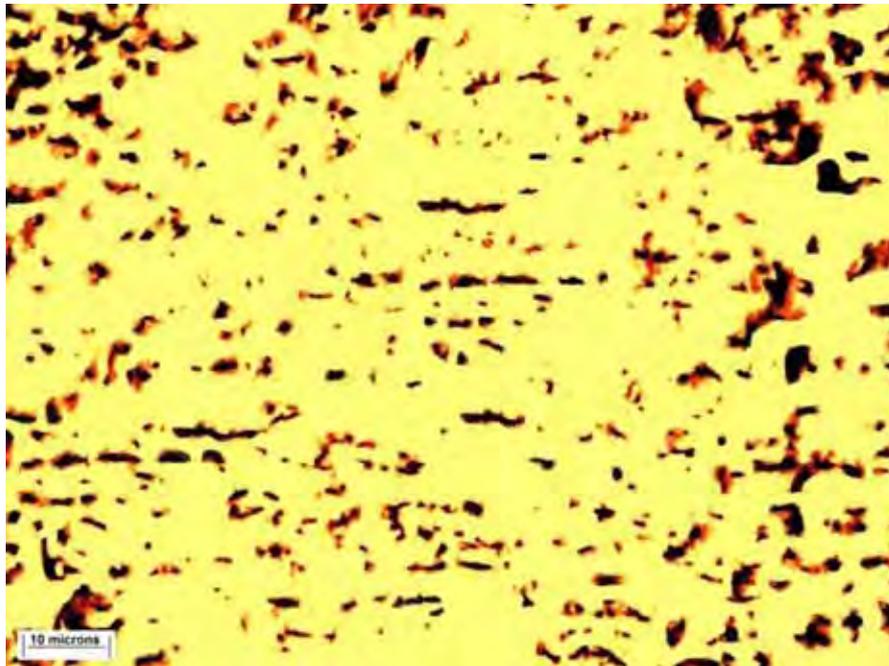


Fonte: Dados do próprio autor

A descrição da microestrutura da liga trefilada é amplamente encontrada na literatura e pode-se dizer que na figura 39 se trata de fases alfa e beta bem definidas e distintas, onde é revelada a fase alfa na cor clara e a fase beta em escuro, no trabalho de

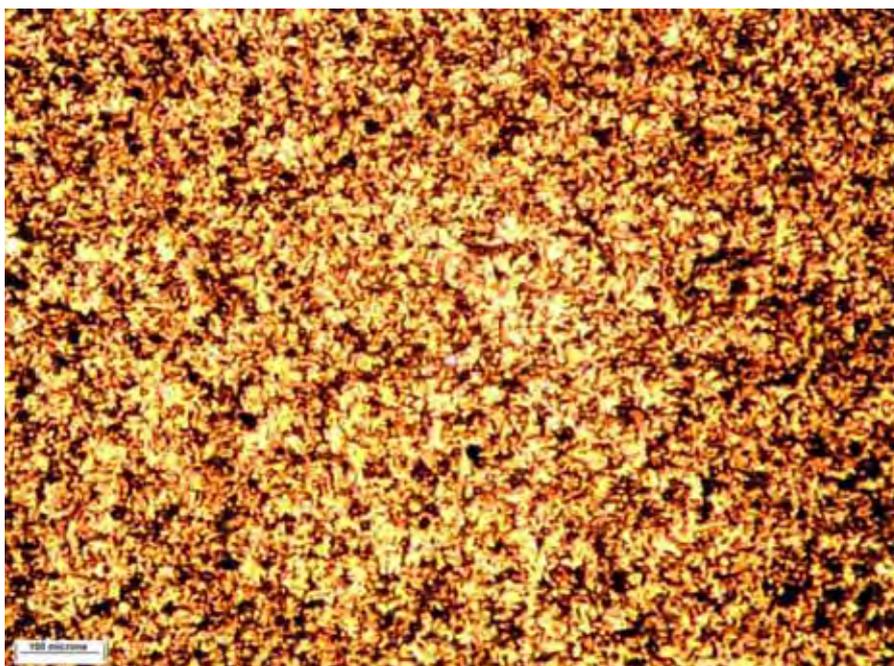
Chao e López (2007), essa microestrutura foi encontrada em uma haste de fêmur utilizada em artroplastia de quadril. Na figura 40 com a redução da ampliação encontrou-se um possível grão, mas que não apresenta contornos bem definidos.

Fig. 41 – Micrografia da liga trefilada no sentido longitudinal 1000x



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 42 – Micrografia da liga trefilada no longitudinal transversal 100x



Fonte: Dados do próprio autor

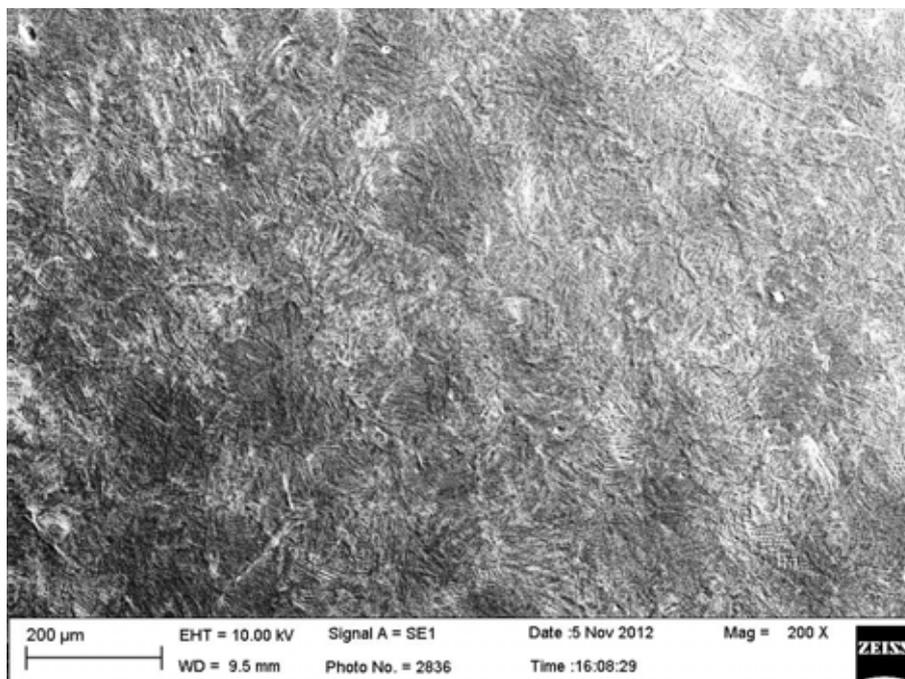
As figuras 41 e 42 mostram a microestrutura da liga trefilada no sentido longitudinal, nota-se que essas micrografias são muito parecidas com as da liga no sentido transversal sendo diferente em apenas um aspecto que pode ser melhor identificado na figura 41 onde encontra-se um alinhamento dos grãos no sentido de trefilação da liga.

4.4 Ensaio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

O ensaio foi realizado para as mesmas amostras utilizadas no ensaio de microscopia óptica. Foram propostos os seguintes aumentos:

- ✓ Para amostras prototipadas: 200x e 1000x
- ✓ Para amostras trefiladas: 1000x e 5000x

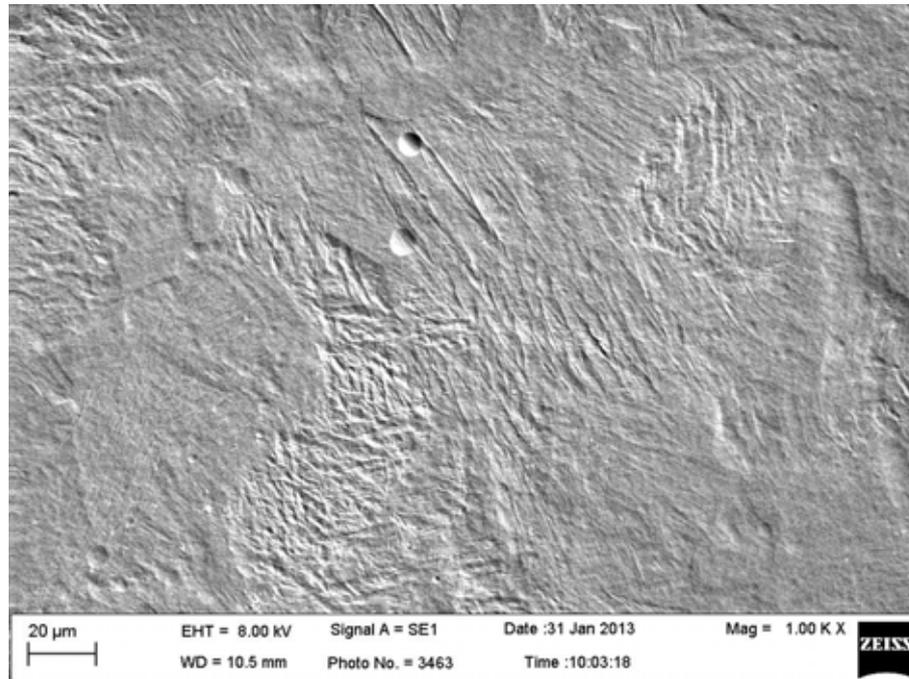
Fig. 42 – Microestrutura da amostra prototipada no sentido transversal 200x



Fonte: Dados do próprio autor

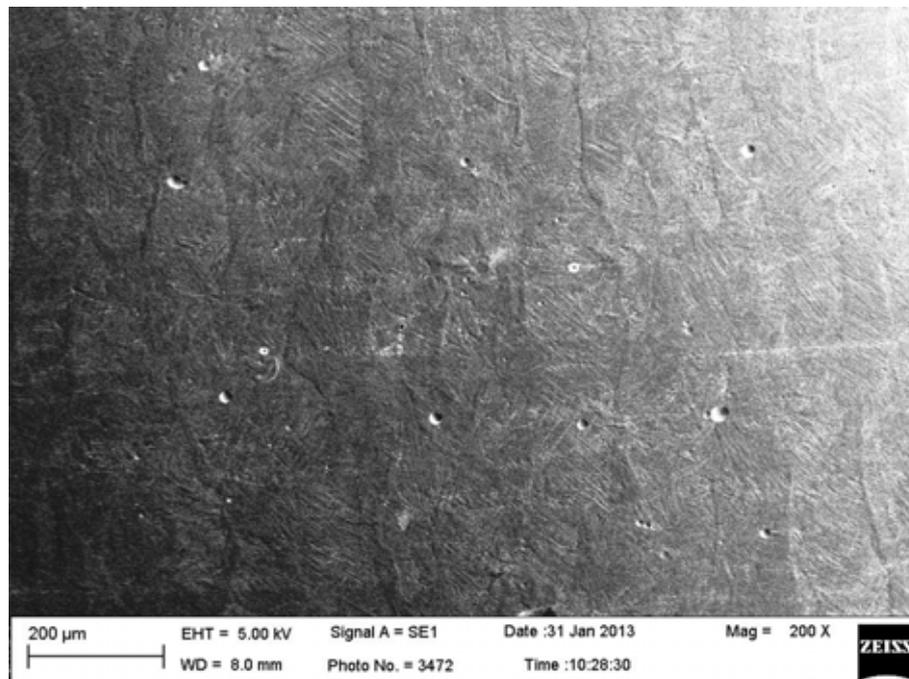
Nas figuras 42 e 43 as amostras apresentam alguns poros e a mesma microestrutura já evidenciada nas micrografias ópticas.

Fig. 43 - Microestrutura da amostra prototipada no sentido transversal 1000x



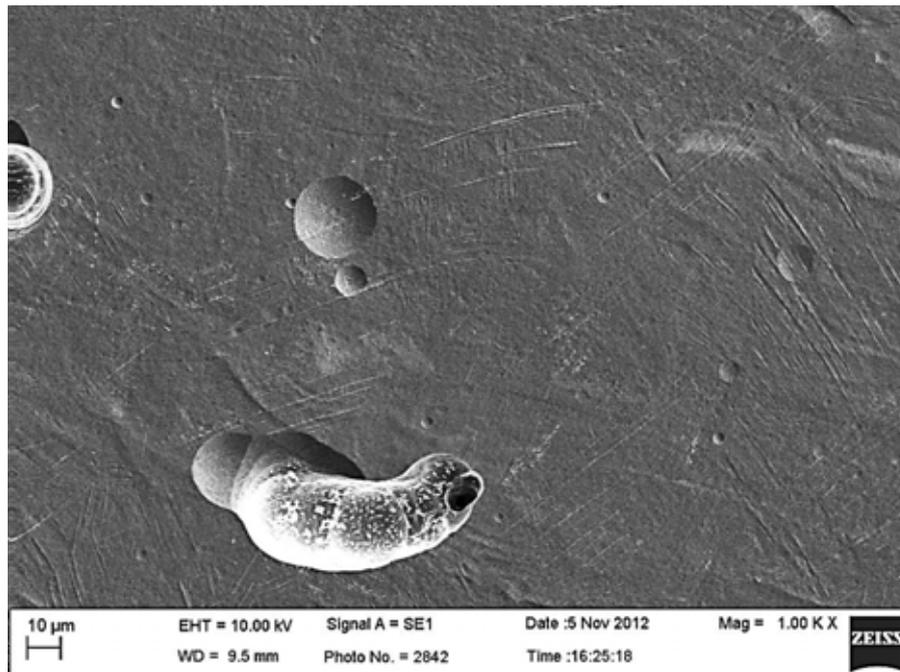
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 44 – Microestrutura da amostra prototipada no sentido longitudinal 200x



Fonte: Dados do próprio autor

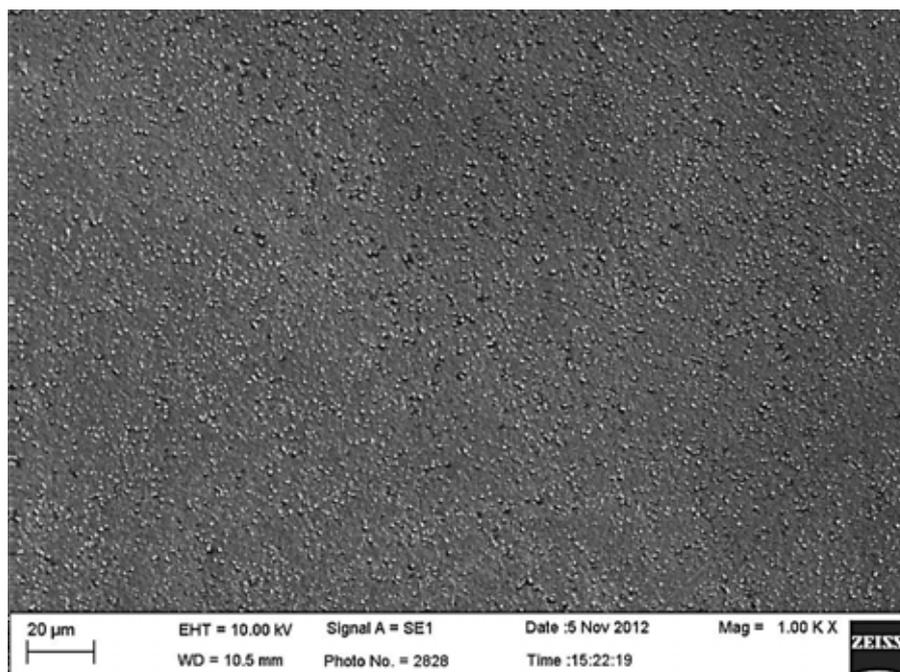
Fig. 45 – Microestrutura da amostra prototipada no sentido longitudinal 1000x



Fonte: Dados do próprio autor

Verificam-se poros com grande ampliação na figura 45 também encontrados nas micrografias ópticas e a mesma estrutura da amostra de sentido transversal. Uma diferença evidente já comentada anteriormente é verificada na figura 44 onde se tem um alongamento dos grãos em sentido vertical e paralelos entre si.

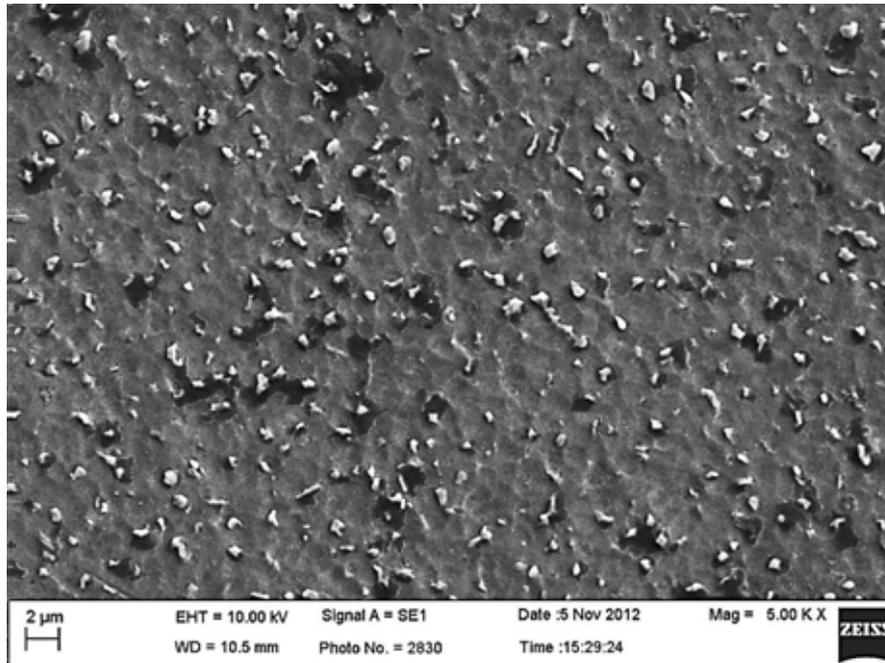
Fig. 46 – Microestrutura da amostra trefilada no sentido transversal 1000x



Fonte: Dados do próprio autor

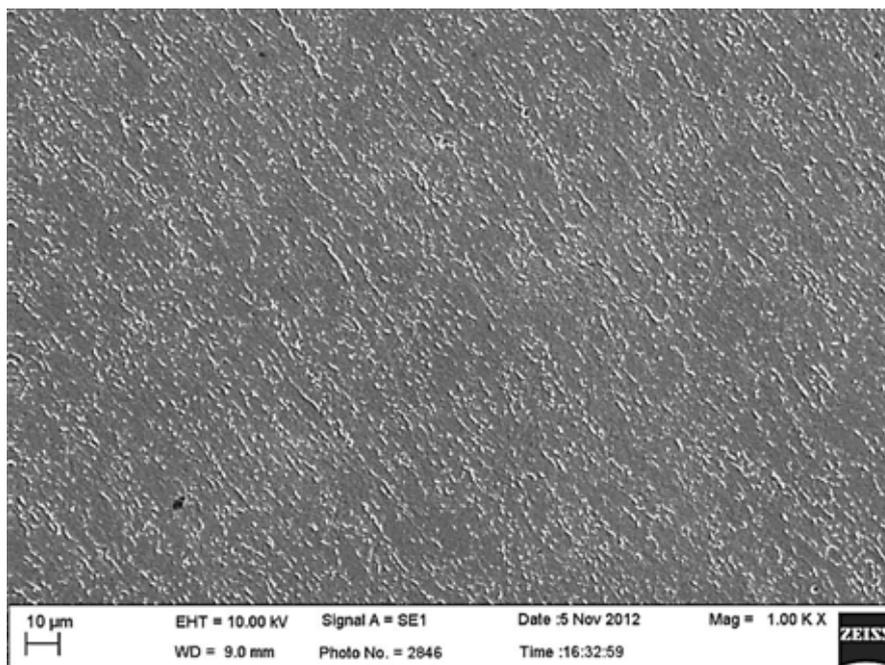
A impressão que se tem nas figuras 46 e 47 é que no MEV a imagem é invertida quando comparada com a microscopia óptica. Onde se encontram os pontos brancos acredita-se ser a fase beta e a parte cinza a fase alfa, contrariamente ao que é definido para a microscopia óptica.

Fig. 47 – Microestrutura da amostra trefilada no sentido transversal 5000x



Fonte: Dados do próprio autor

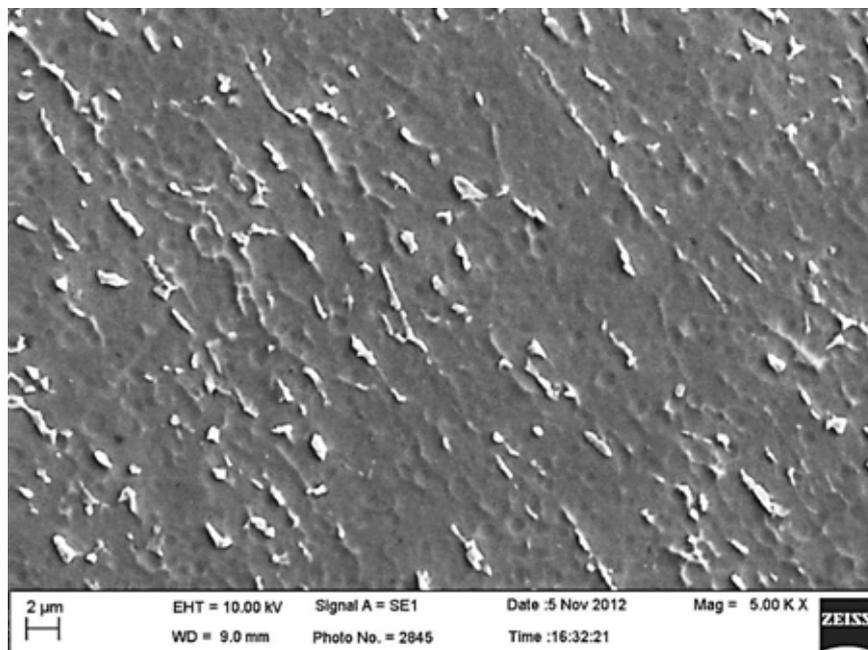
Fig. 48 – Microestrutura da amostra trefilada no sentido longitudinal 1000x



Fonte: Dados do próprio autor

Na figura 48 e 49 nota-se o sentido de trefilação do material, isso certamente evidência uma anisotropia devido ao processo de fabricação da liga.

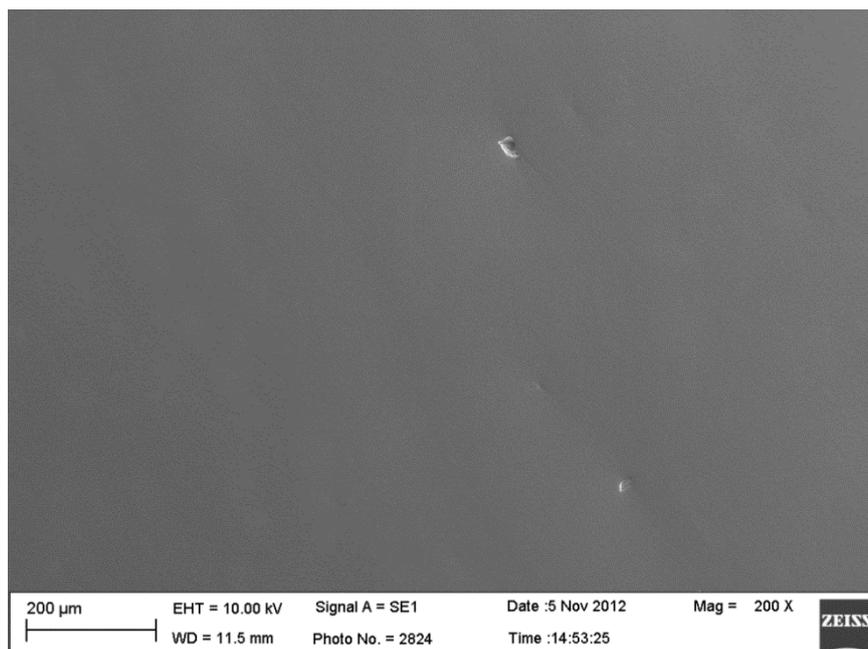
Fig. 49 – Microestrutura da amostra trefilada no sentido longitudinal 5000x



Fonte: Dados do próprio autor

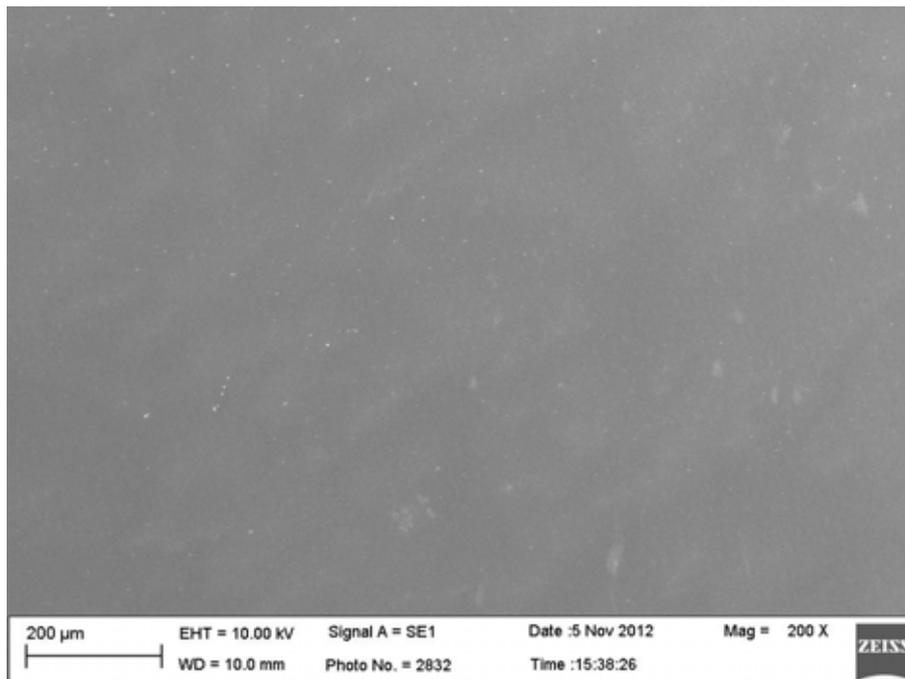
Nas figuras 50, 51 e 52 são mostradas respectivamente as imagens do material prototipado sem ataque somente polido, trefilado sem ataque somente polido e o pó de fabricação da liga prototipada.

Fig. 50 – Material prototipado sem ataque, somente polido



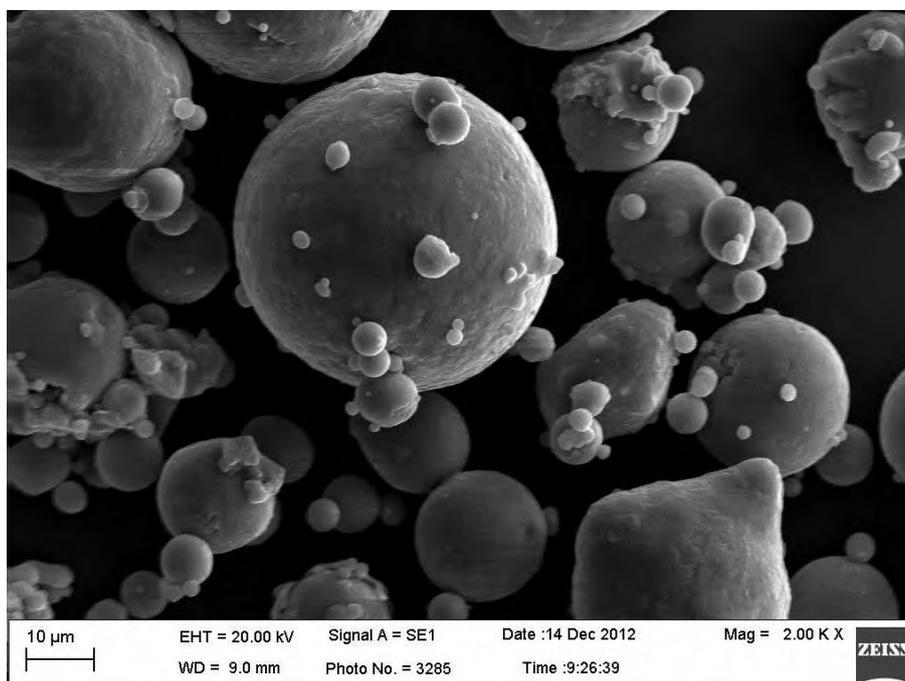
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 51 – Material trefilado sem ataque, somente polido



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 52 – Pó da liga Ti6Al4V para prototipagem



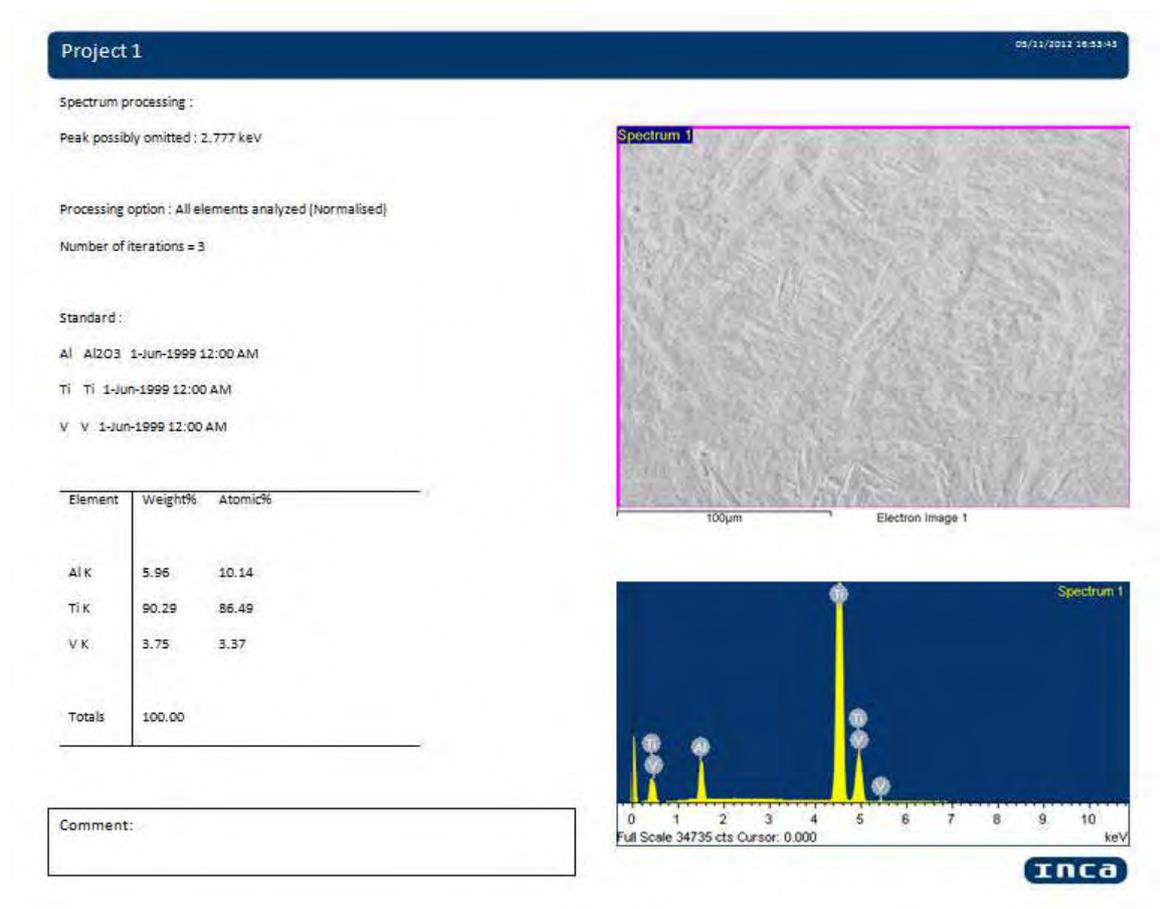
Fonte: Dados do próprio autor

O material prototipado possui grãos menores, com a presença de uma estrutura acicular ordenada ortogonalmente. Pelas micrografias ópticas e eletrônicas observa-se que a liga prototipada, que é construída pelo processo de sinterização direta a laser de

metais, não se enquadra no conceito de sinterização convencional. Percebe-se que existe a fusão do material no processo de prototipagem por isso mesmo verificou-se uma microestrutura martensítica acicular. Possivelmente o nome dado para o processo DMLS tem origem na fabricação realizada por um pó e pela formação de poros na estrutura. Mas notadamente existe a fusão do pó durante o processo de prototipagem aqui descrito.

Foram realizados também ensaios por EDS (espectroscopia de energia dispersiva), que consiste na captação do raio-X característico do elemento resultante da interação do feixe de elétrons com a amostra. Esses ensaios, por meio de padrões, comprovam a composição química das ligas analisadas pelos dois processos de fabricação.

Fig. 53 – Ensaio por EDS da liga prototipada

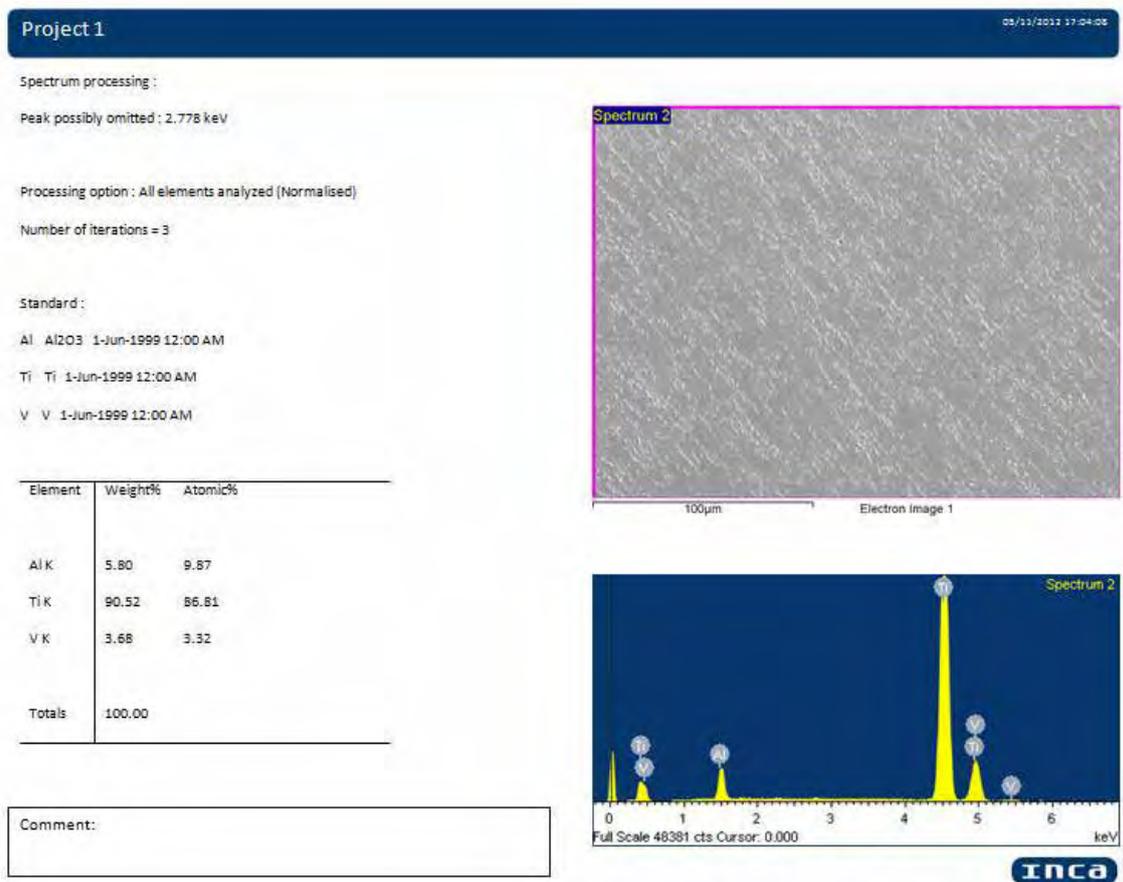


Fonte: Dados do próprio autor

Nesse ensaio verificam-se os valores do peso de cada componente na área analisado pelo detector. Não se deve esquecer que se trata de uma análise pontual não representando a composição química de toda a liga.

Na figura 53 observam-se os valores para peso em massa de 5,96 % de alumínio, 3,75 % de vanádio e 90,29 % de titânio. Esses valores representam perfeitamente a liga Ti-6Al-4V.

Fig. 54 – Ensaio por EDS da liga trefilada



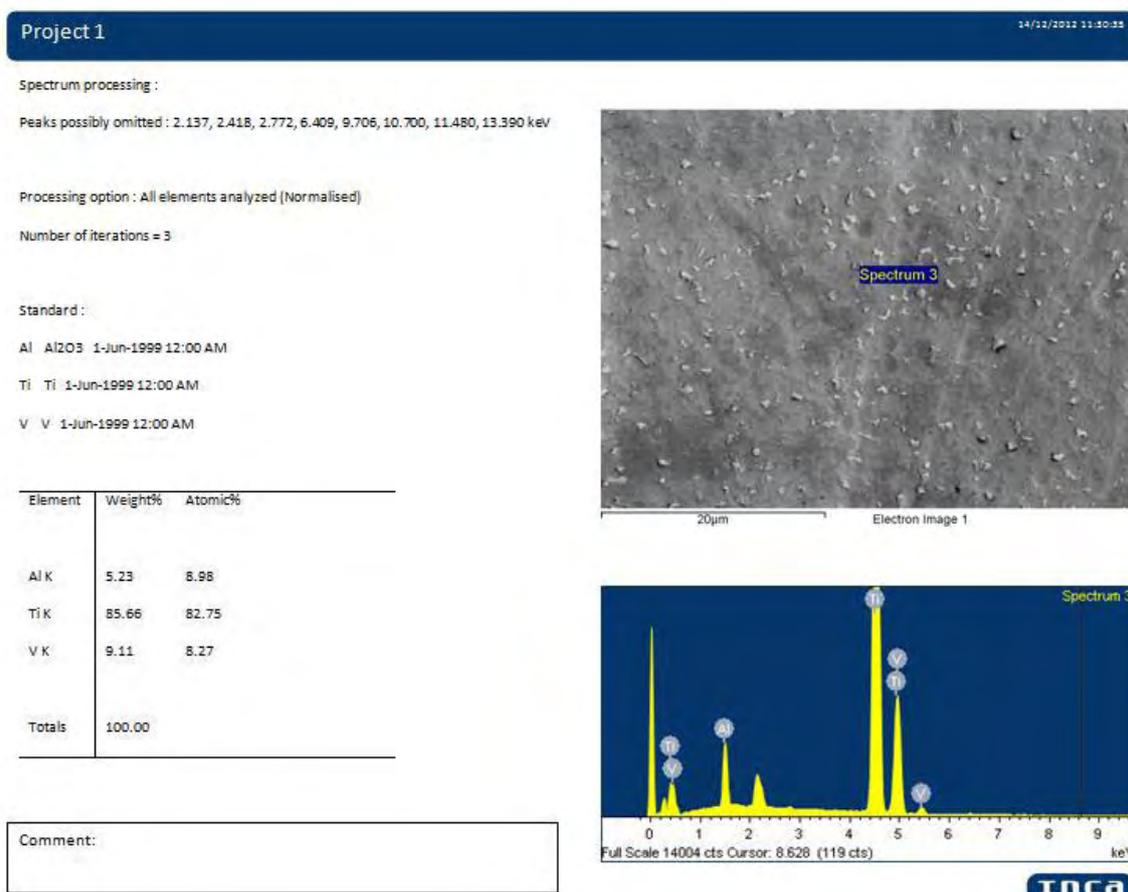
Fonte: Dados do próprio autor

Analogamente a liga prototipada, para a liga trefilada tem-se os seguintes valores de composição química: 5,80 de alumínio, 3,68 de vanádio e 90,52 de titânio. Também ocorre o enquadramento dos valores na liga Ti-6Al-4V.

Realizou-se um EDS pontual nas partículas de cor branca que podem ser vistas na figura 47. A resposta encontra-se plotada na figura 55. Como o alumínio estabiliza a fase alfa e o vanádio estabiliza a fase beta é suposto que realizando o EDS pontualmente em cima da partícula branca será encontrado maior teor de vanádio, que pela preposição proposta aqui, deve ser a fase beta, contrario ao que se defini para a microscopia óptica.

O resultado comprova essa proposição identificando uma quantidade em massa de vanádio de 9,11 %, bem superior ao encontrado na liga que é de 4 %.

Fig. 55 – EDS pontual analisando a partícula branca (Fase Beta)



Fonte: Dados do próprio autor

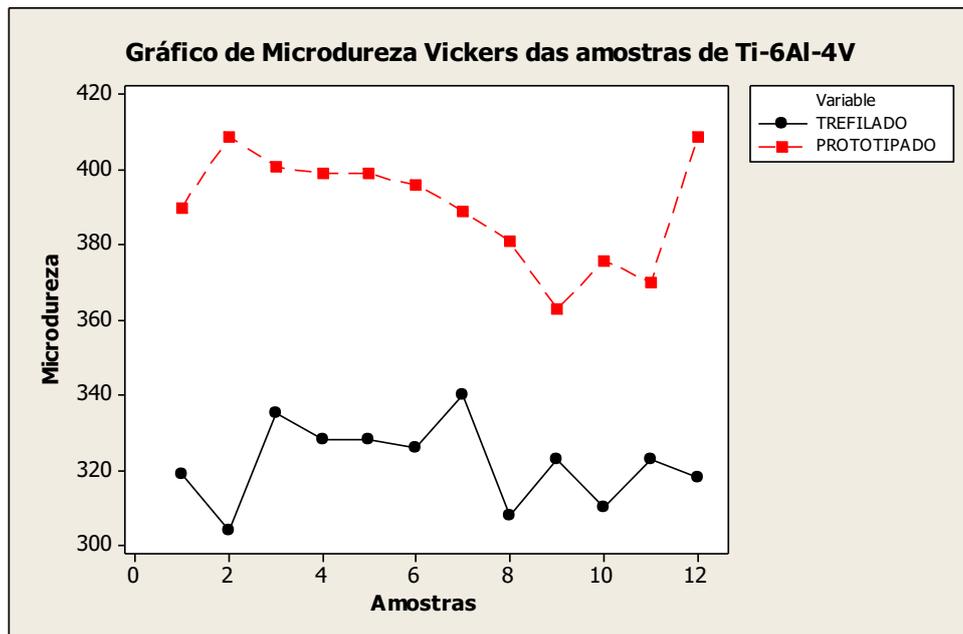
4.5 Ensaio de Microdureza Vickers

Com o ensaio de microdureza Vickers pretende-se demonstrar comparativamente que a liga prototipada possui excelente resistência mecânica e dureza, propriedades ligadas diretamente, ao analisá-la comparativamente a liga trefilada.

Na figura 56 e tabela 13 mostrado o gráfico de microdureza com os valores encontrados, onde todas as medidas da liga prototipada são superiores em dureza às medidas da liga trabalhada a frio. Isso vem comprovar os valores de resistência à tração anteriormente verificados para as ligas em questão, demonstrando que a liga prototipada apresenta valores maiores referentes a essa propriedade.

Também é importante salientar que devido a maior dureza encontrada na liga prototipada ela apresentará quando polida propriedades tribológicas melhores que a liga trefilada, pois seu coeficiente de resistência ao desgaste será superior.

Fig. 56 – Gráfico comparativo de microdureza Vickers entre material trefilado e prototipado



Fonte: Dados do próprio autor

Tabela 13 – Dados de microdureza Vickers

Amostras	Trefilada (HV)	Prototipada (HV)
1	319	390
2	304	409
3	335	401
4	328	399
5	328	399
6	326	396
7	340	389
8	308	381
9	323	363
10	310	376
11	323	370
12	318	409
Média	321,83	390,17
Desv. Padrão	10,75	14,92

Fonte: Dados do próprio autor

4.6 Aquisição de Imagens e Modelagem Tridimensional

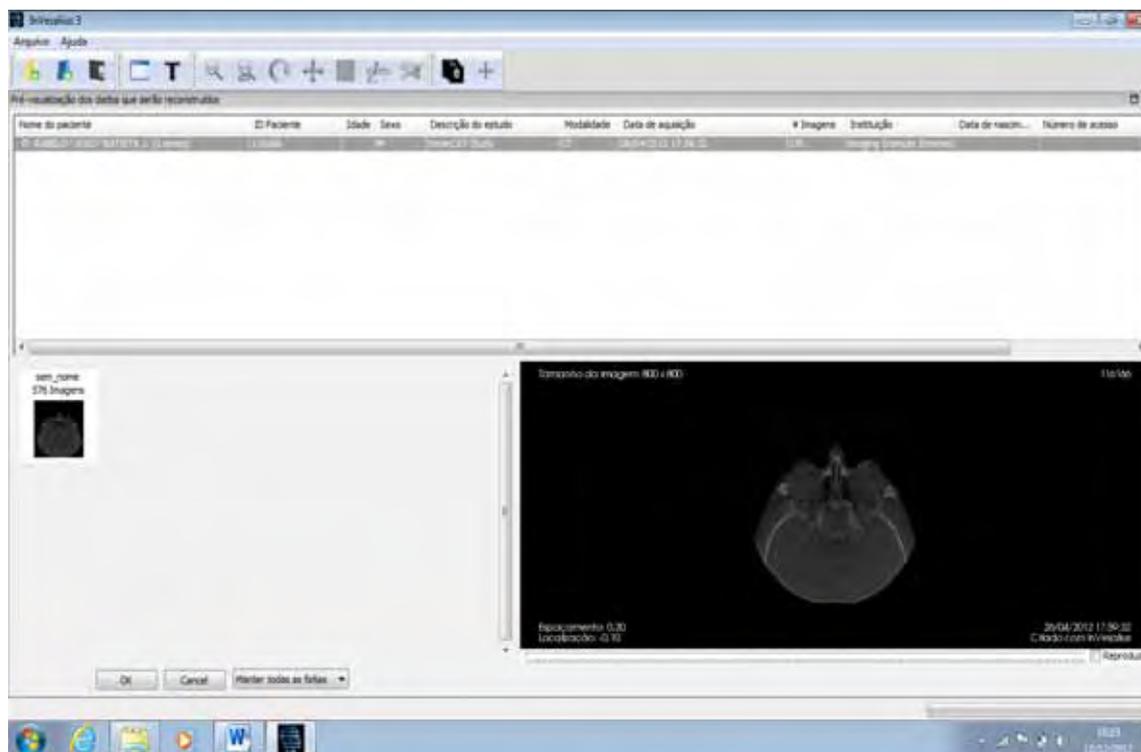
Os arquivos no formato DICOM foram recebidos na Unicamp no laboratório INCT-BIOFABRIS. Esses arquivos da tomografia computadorizada foram importados para o software Invesalius®.

O arquivo cedido possui 576 imagens do fatiamento tomográfico que é indicado pelo software. Nesse passo podem ser usadas todas as fatias ou eliminadas no máximo 5 a cada 6 fatias da tomografia. Na figura 57 pode ser verificada essa etapa do processo.

Após essa etapa deve-se escolher o tipo de tecido que será revelado através do programa para produzir o biomodelo ou o implante personalizado. Existem opções de escolha que são:

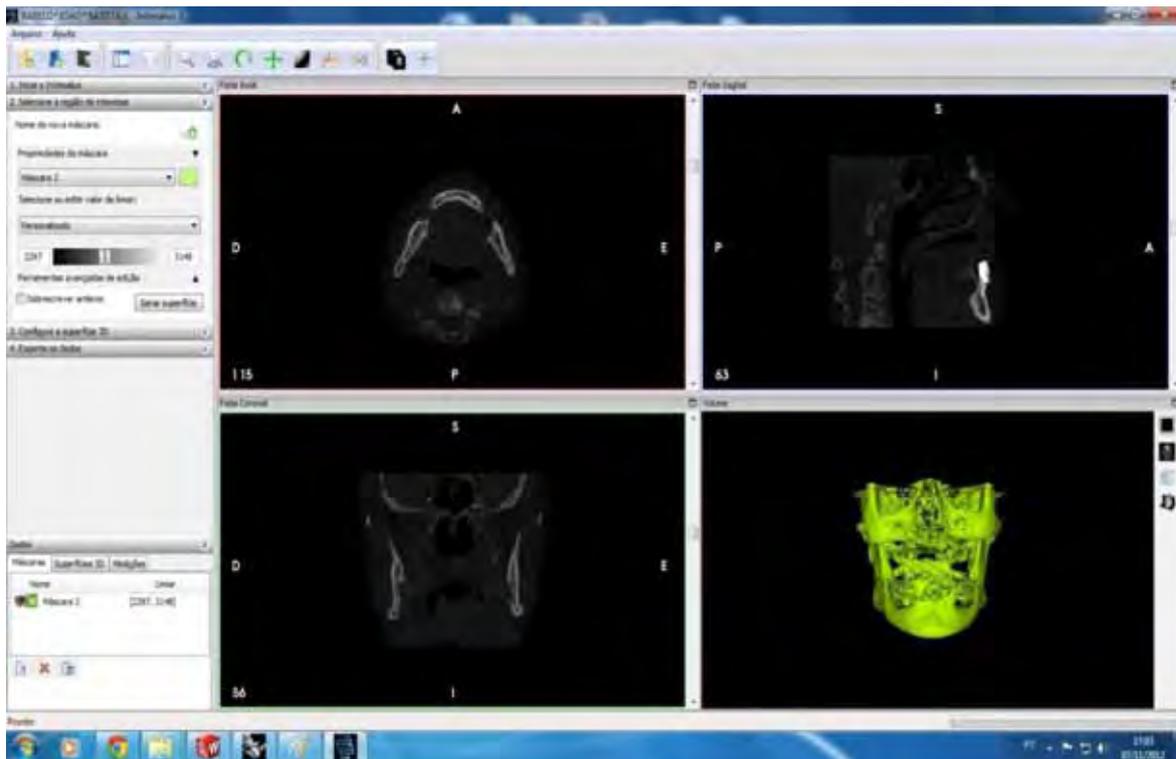
- ✓ Osso
- ✓ Esmalte
- ✓ Tecido Epitelial
- ✓ Tecidos Moles
- ✓ Tecidos Musculares
- ✓ Etc...

Fig. 57 – Invesalius® na importação dos arquivos DICOM



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 58 – Invesalius® gerando superfície tridimensional



Fonte: Dados do próprio autor

Foi escolhida a opção “Osso” que também pode ser personalizada para assim gerar uma imagem tridimensional da anatomia do paciente mais limpa. Após a escolha da região de interesse gera-se a imagem tridimensional como está evidenciado na figura 58.

Fig. 59 – Parte da mandíbula esquerda do paciente sem a cabeça condilar



Fonte: Dados do próprio autor

Na aba região de interesse o software possui a opção de desenhar, apagar ou limiar a geometria do paciente. No trabalho em questão usou-se a opção apagar onde somente a geometria que será utilizada para desenvolver o implante foi preservada. A figura 59 mostra o resultado dessa etapa. Preservou-se somente a mandíbula esquerda do paciente onde será moldada a superfície da placa condilar a ser desenvolvida. A cabeça condilar também foi retirada para obter-se uma melhor visão da superfície onde a prótese será implantada.

A geometria resultante foi salva em arquivo com formato STL. Esse arquivo foi exportado para o software Rhinoceros® que permitiu a geração de uma superfície espelhada da mandíbula como mostrado na figura 60.

Após a geração da superfície o arquivo foi salvo no Rhinoceros® em formato IGES (*.igs), possibilitando a exportação para o software SolidWorks® permitindo assim a realização da modelagem final do implante.

Já com a superfície no SolidWorks® foi realizado o design do implante que passou por três alterações da geometria. Isso pode ser visto nas figuras 61, 62, 63 e 64.

Fig. 60 – Superfície espelhada da mandíbula

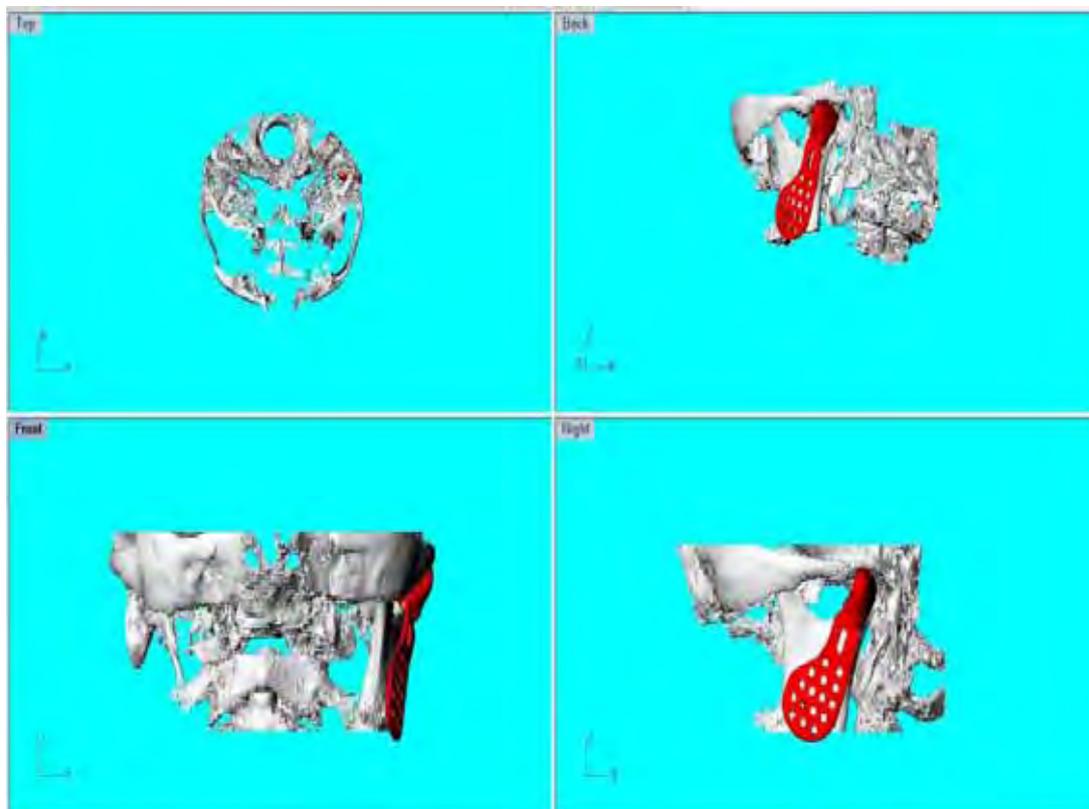


Fig. 61 – Primeiro design da placa condilar



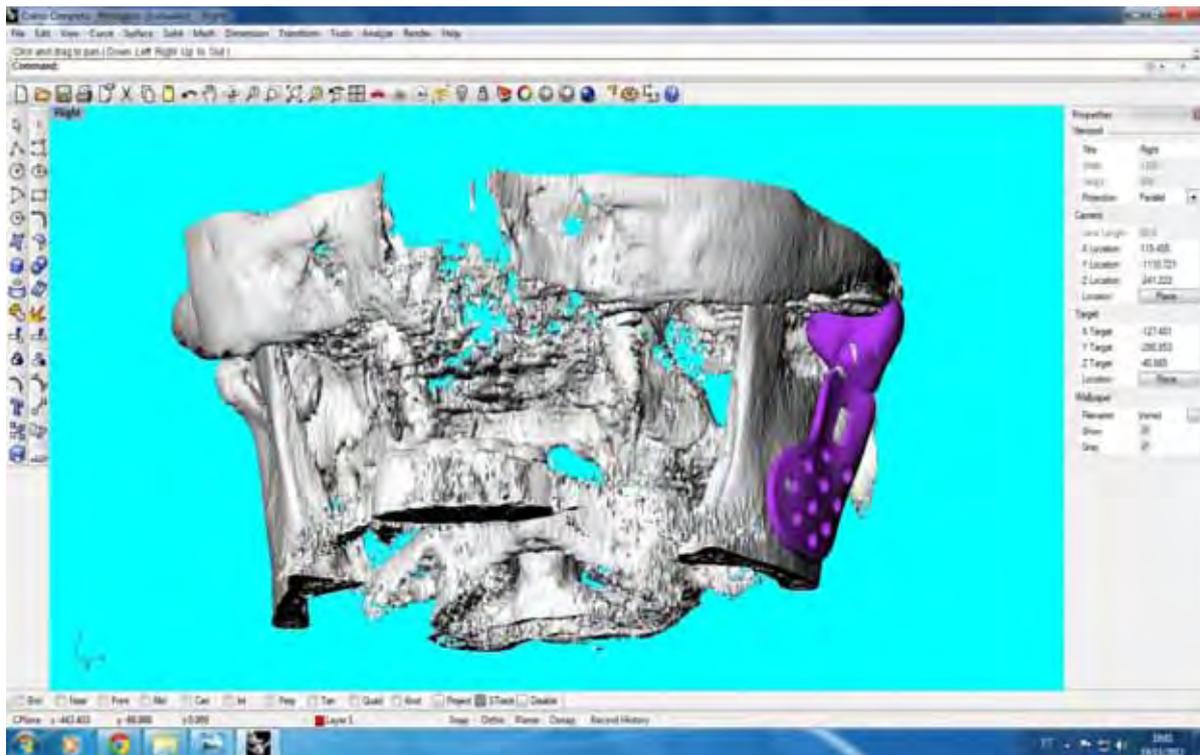
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 62 – Segundo design da placa condilar em simulação no crânio do paciente



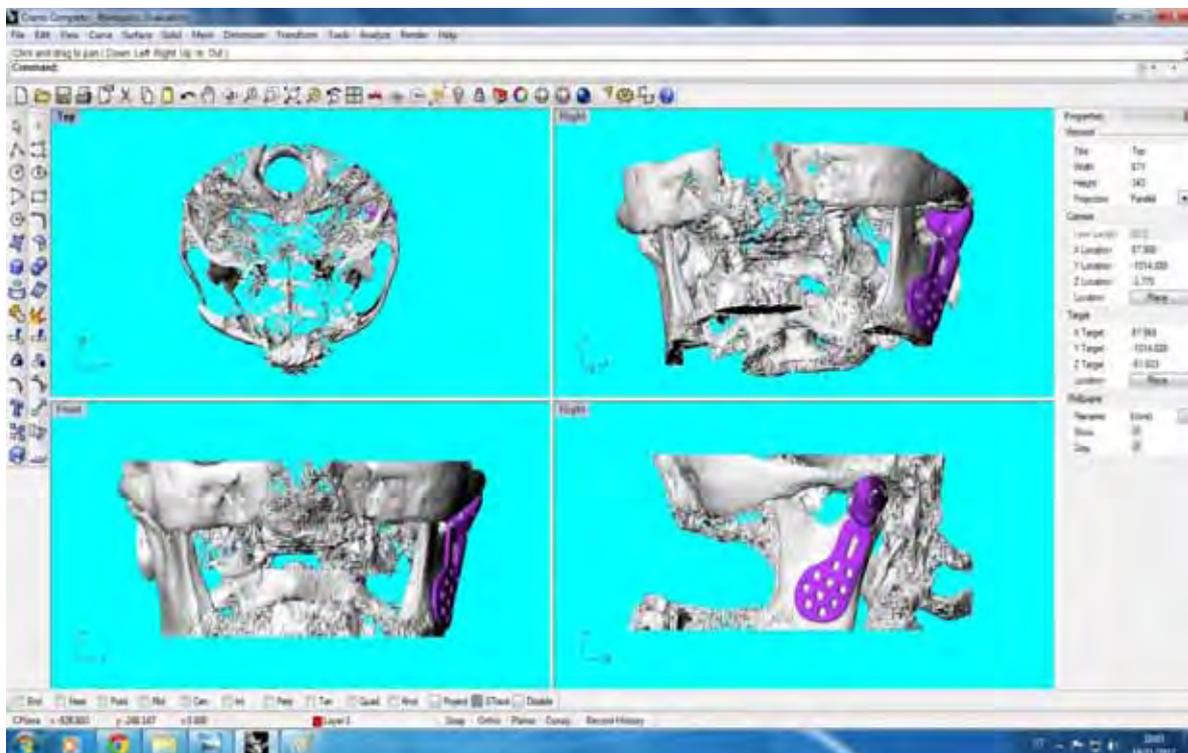
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 63 – Implante final desenvolvido



Fonte: Dados do próprio autor

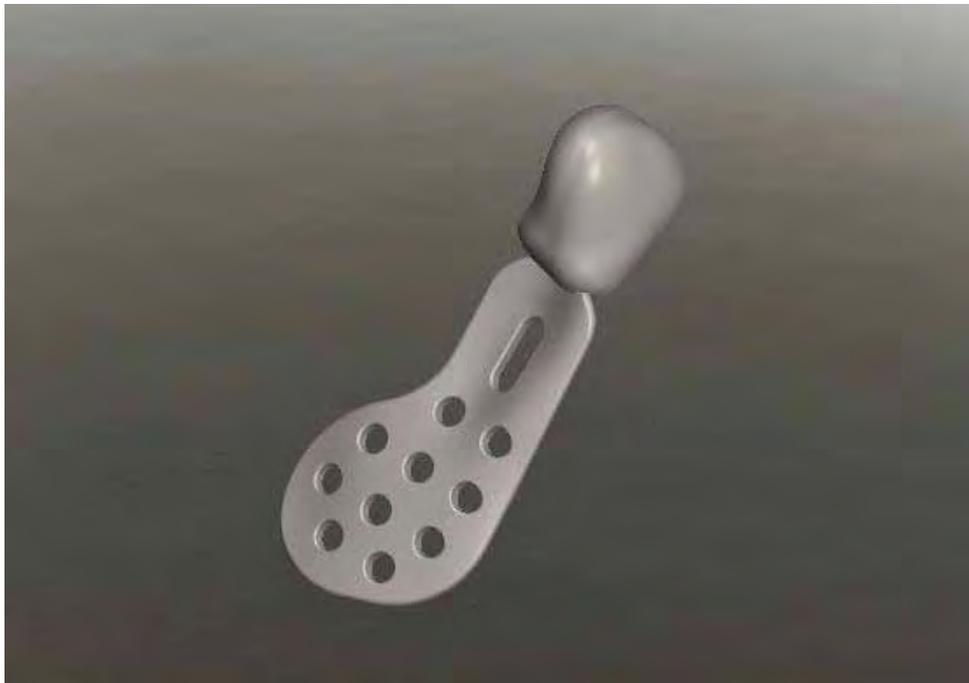
Fig. 64 – Implante final desenvolvido em simulação na anatomia do paciente



Fonte: Dados do próprio autor

O implante final desenvolvido será avaliado pelo método de elementos finitos e na figura 65 verifica-se a placa condilar finalizada personalizada para o paciente.

Fig. 65 – Placa condilar personalizada finalizada



Fonte: Dados do próprio autor

Ao término do design do implante este foi testado na anatomia do paciente como pode ser verificado nas figuras 62, 63, 64. Esse procedimento garante um perfeito encaixe do implante na área de fixação do paciente, sendo considerado como uma excelente ferramenta de qualidade para avaliação do produto.

Note que na primeira ideia de desenvolvimento da prótese a cabeça condilar não era igual a da anatomia humana, pois pensou-se primeiramente em fazer um receptáculo que é chamado no caso de próteses de quadril de acetábulo. Esse acetábulo realizaria a articulação da placa desenvolvida com a parte superior do crânio chamada de disco articular como projetado e construído nos estudos de (BERTOL, 2008). Pensando em manter intacta toda a estrutura superior do crânio, que é chamada de superfície ântero-superior (Temporal), pode-se recriar a cabeça da placa condilar similar ao condilo humano, e não havendo nenhum problema nas estruturas superiores, a implantação possivelmente não necessitaria de um disco articular aloplástico.

Outro aspecto importante é a falta do potencial articulatório do titânio, ou seja, baixas características tribológicas, como evidenciado por Rocha et al. (2011) e Xuanyong

(2005). Sobre esse aspecto pode-se realizar, como estudado pelos autores anteriormente citados, a nitretação, a carbonetação ou a carbonitretação do titânio e suas ligas. Os relatos de Xuanyong (2005), mostraram que existem inúmeros processos de modificação das superfícies de ligas de titânio e que cada um têm suas características específicas. Propõe-se nessa dissertação o recobrimento da cabeça condilar pelo processo de carbonitretação, aumentando a dureza superficial do implante e permitindo que o titânio articule com a região ântero-superior de maneira satisfatória.

4.7 Análise por Elementos Finitos

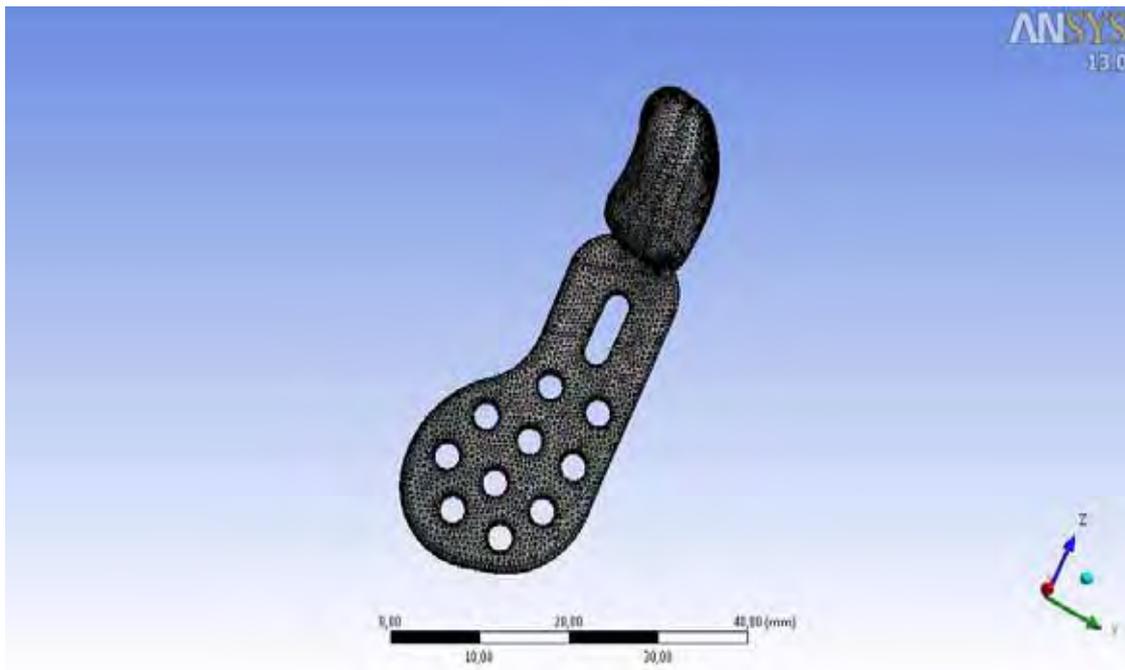
A análise aqui desenvolvida trata-se de uma aproximação simples das condições em que se encontra o implante. Para isso utilizou-se forças obtidas pela literatura que são atribuídas a movimentos da mandíbula humana. Como condições de contorno será utilizado uma força máxima aplicada na cabeça condilar de 1000 Newtons que é a maior resposta mostrada na literatura considerada nessa análise como o caso crítico. A fixação será efetuada com a simulação de três, cinco e dez parafusos corticais estabilizando o modelo na área central dos furos como mostrado nas figuras 68, 69 e 70. Para simplificação do problema será considerado o implante construído na liga Ti-6Al-4V como sendo um material isotrópico, homogêneo, linearmente elástico e apresentando as seguintes propriedades:

- ✓ Limite de escoamento: 957 MPa
- ✓ Limite de resistência à tração: 1172 MPa
- ✓ Modulo de Elasticidade: 108 GPa
- ✓ Coeficiente de Poisson: 0,33

A malha gerada após várias simulações de convergência para as tensões resultantes, tendo o tamanho do elemento de 0,5 mm, apresentou as seguintes condições e pode ser vista na figura 66. O elemento utilizado para a simulação foi o Sólido Tetraédrico (Solid187):

Estatísticas	
Nós	448.689
Elementos	317.020

Fig. 66 – Malha tetraédrica gerada pelo software AnsysWorkbench®



Fonte: Dados do próprio autor

As condições de contorno são mostradas na figura 67. Em vermelho é verificada a força de 1000N no sentido de compressão do implante e em azul mostra-se os locais onde a placa foi fixada simulando o travamento por parafusos corticais.

Fig. 67 – Condições de contorno da simulação na placa condilar



Fonte: Dados do próprio autor

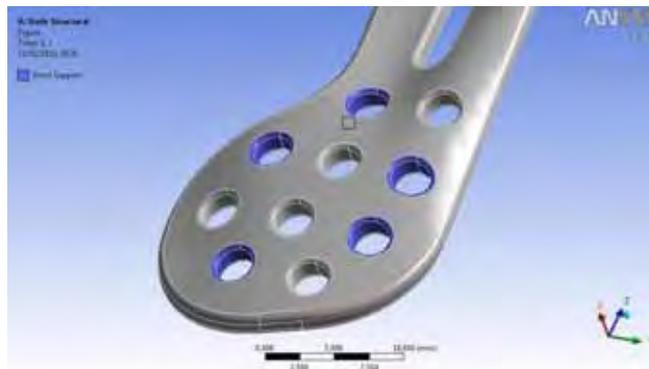
As simulações realizadas tiveram a opção de fixação da placa para três parafusos, cinco parafusos e todos os parafusos. As figuras 68, 69 e 70 mostram os locais de fixação que foram escolhidos de modo aleatório.

Fig. 68 – Fixação simulando três parafusos



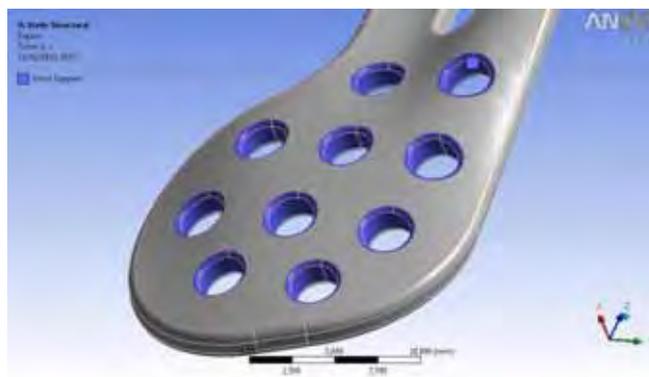
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 69 – Fixação simulando cinco parafusos



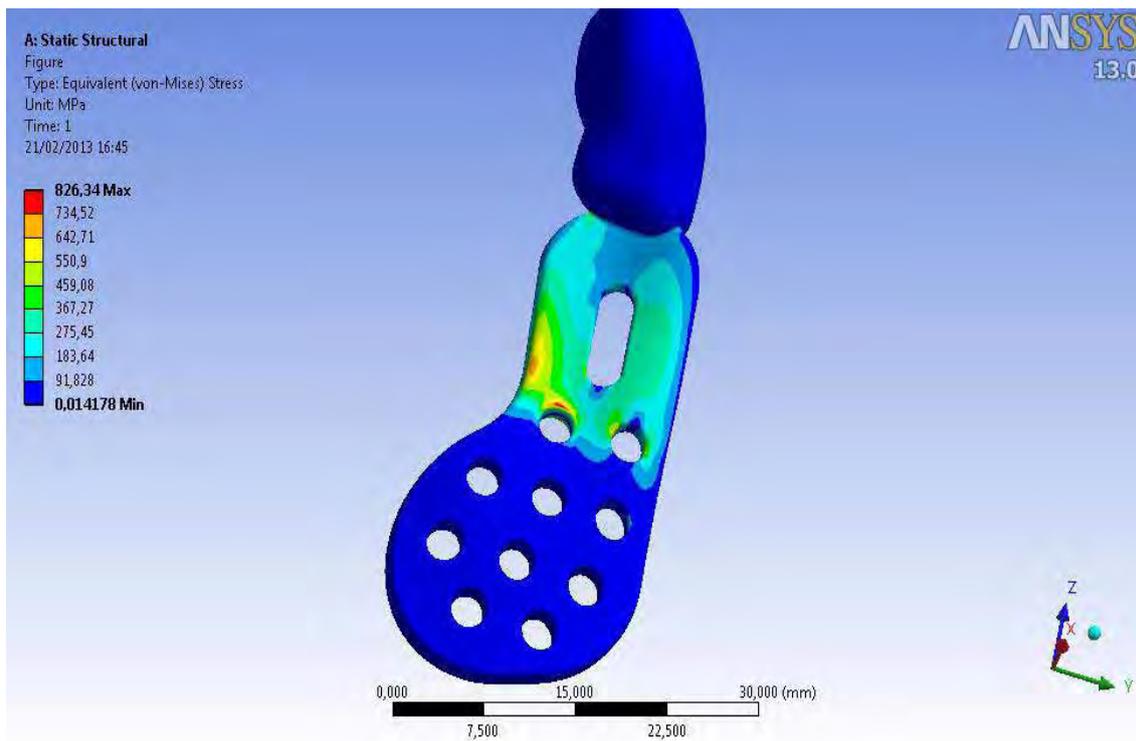
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 70 – Fixação simulando todos os parafusos



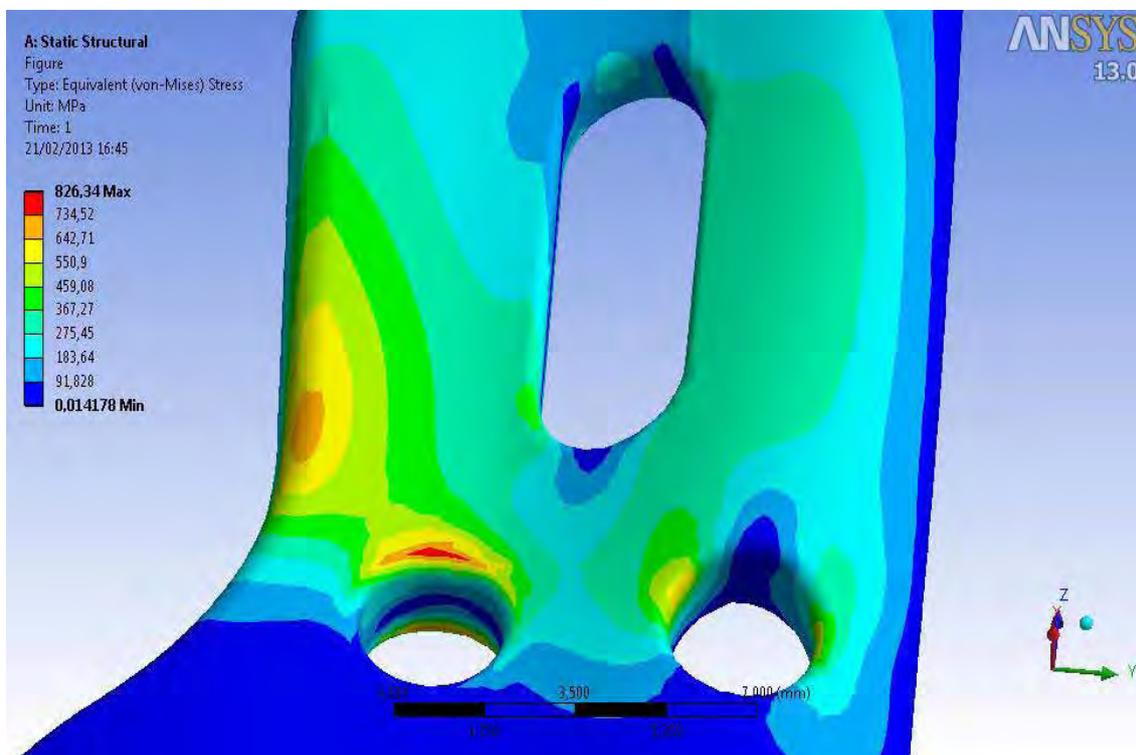
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 71 – Análise por elementos finitos das tensões de Von-Mises para três parafusos



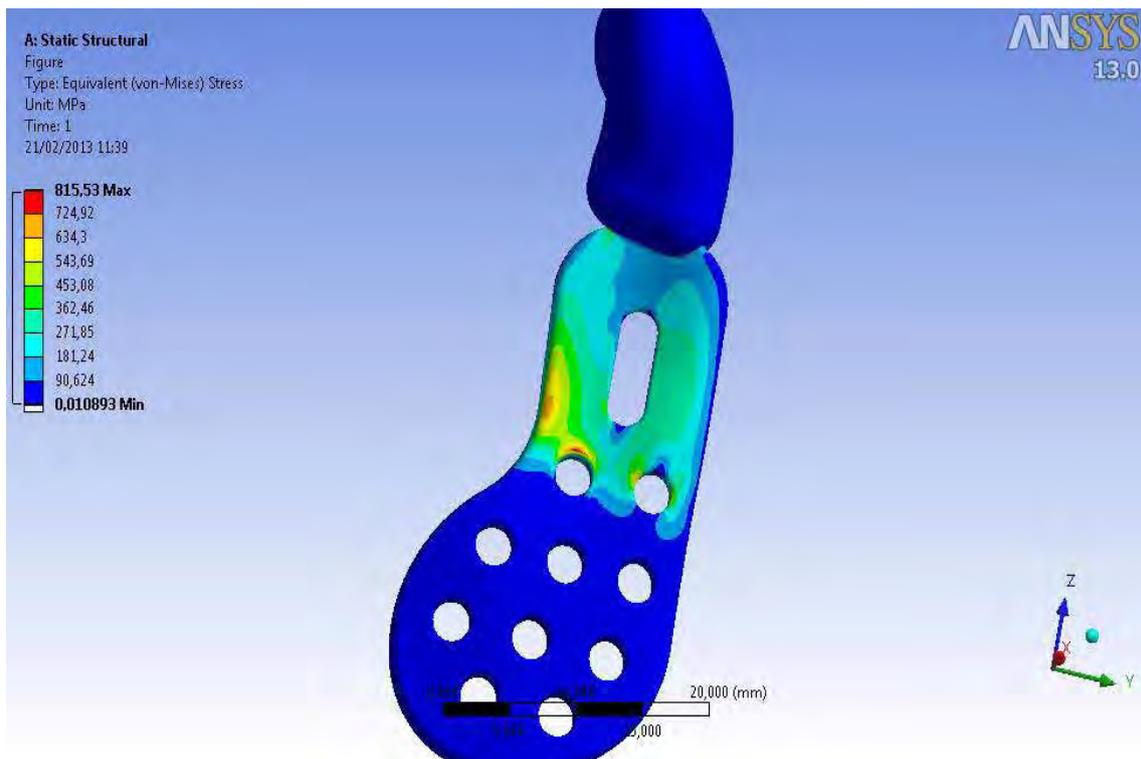
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 72 – Área de máxima tensão de Von-Mises ampliada para três parafusos



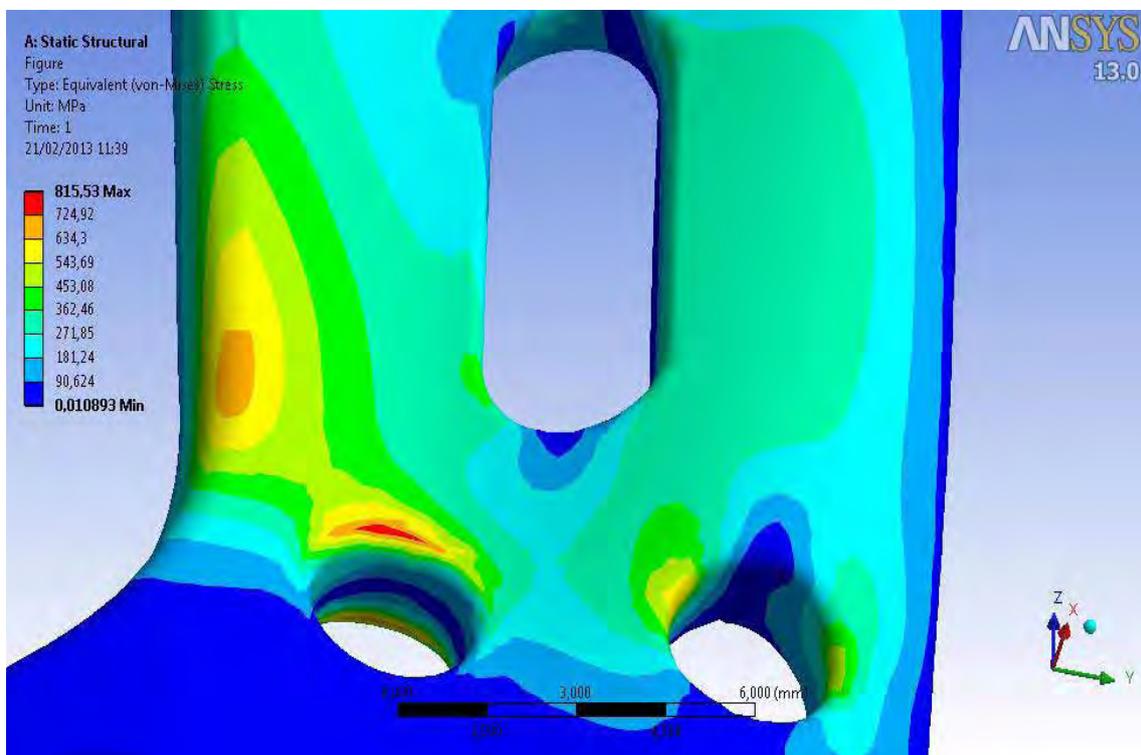
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 73 – Análise por elementos finitos das tensões de Von-Mises para cinco parafusos



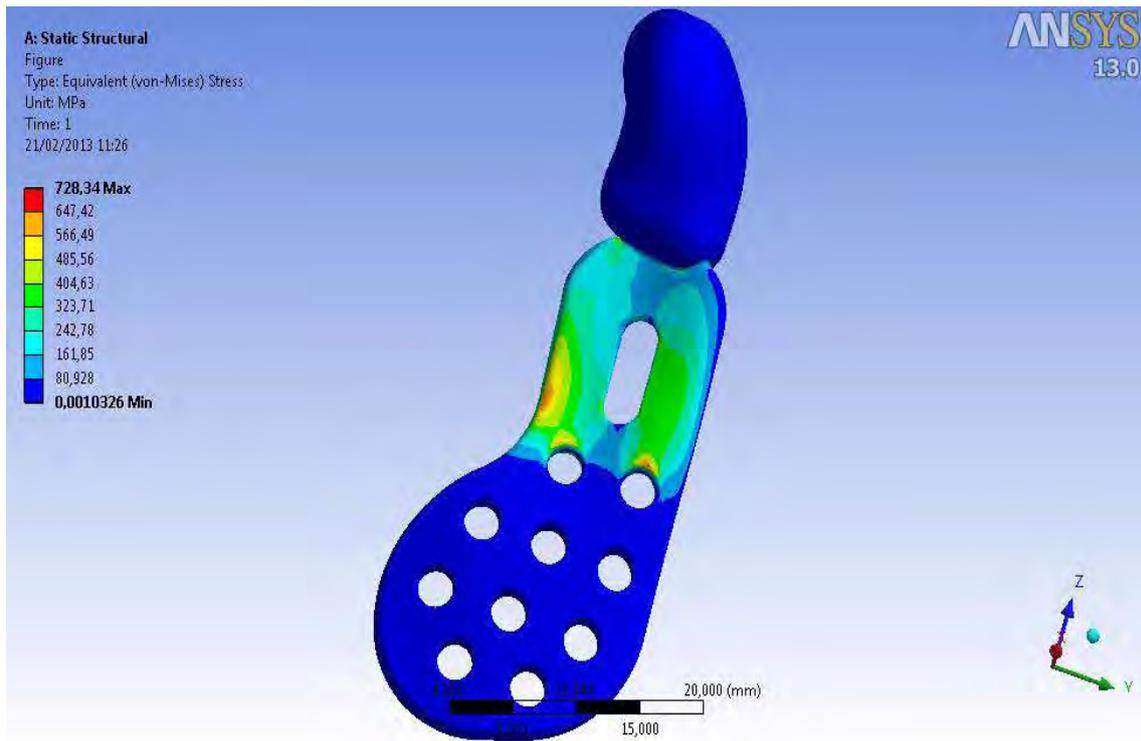
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 74 – Área de máxima tensão de Von-Mises ampliada para cinco parafusos



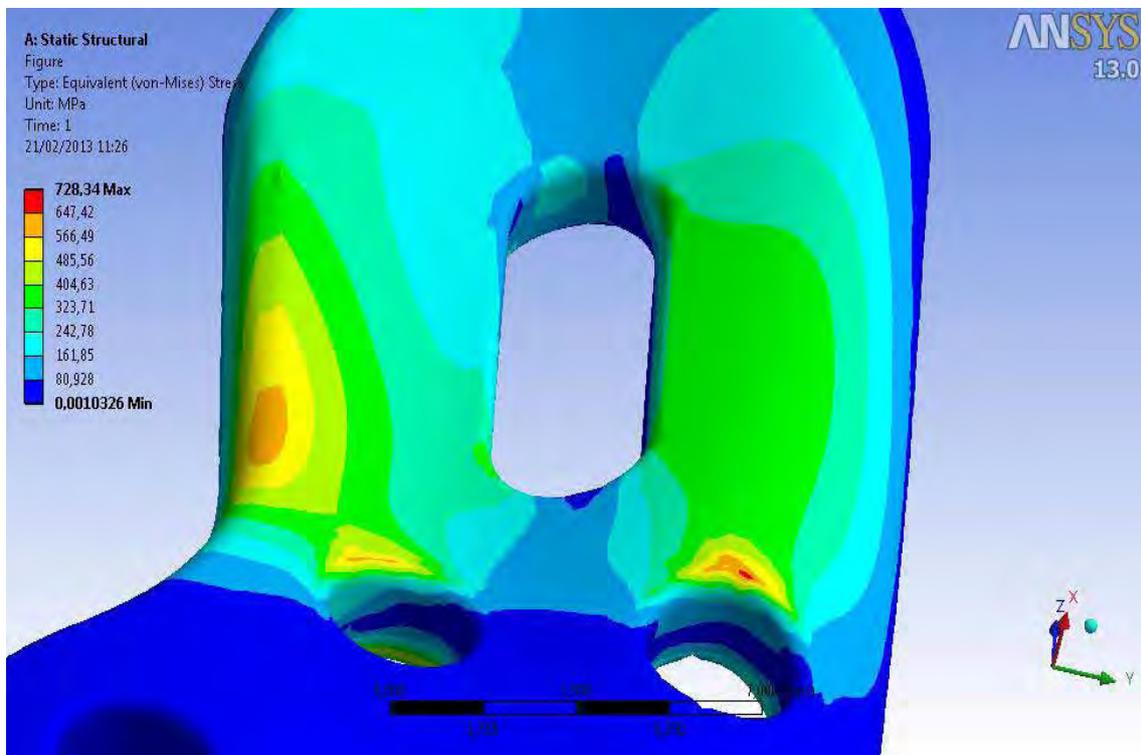
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 75 – Análise por elementos finitos das tensões de Von-Mises para dez parafusos



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 76 – Área de máxima tensão de Von-Mises ampliada para dez parafusos



Fonte: Dados do próprio autor

Utilizou-se aqui o critério de falha de Von-Mises (Critério de Escoamento por Energia de Distorção) por se tratar de um material dúctil e pelos resultados mais reais provindos desse critério, considerado por ser menos conservador em relação ao critério de Tresca.

As interações para solução do problema foram cessadas quando foi alcançado um erro no cálculo computacional das tensões menor que $1,0^{-08}$. O tempo médio de processamento para as simulações foi de 175 segundos.

A máxima tensão de Von-Mises foi alcançada pela simulação da placa com três parafusos da ordem de 826,34 MPa, abaixo do limite de escoamento do material, o que pode ser considerado um aspecto interessante. As distribuições de tensões nas três simulações foram parecidas, mostrando que as maiores concentrações estão na interface entre os primeiros parafusos (simulados por fixação rígida) e a cabeça condilar da placa. Essa área pode ser estudada para minimizar as tensões e otimizar o desempenho do produto.

Também foram detectadas tensões nas regiões internas às furações onde os parafusos de fixação serão alocados, isso pode ser visto nas figuras 72, 74 e 76. Os dois primeiros furos de fixação mais próximo da cabeça condilar são os que recebem o maior nível de tensões aplicado. A interface entre a placa de fixação e a cabeça condilar também possui altos níveis de tensões, o que pode ser minimizado em trabalhos futuros suavizando a ligação entre o corpo de fixação e a cabeça articulável.

A fixação com dez parafusos foi a que apresentou o melhor resultado, pois a tensão máxima atingida foi de 728,34 MPa, a menor entre as 3 simulações.

5 CONCLUSÕES

O estudo e aplicação da PR na área médica verificou-se ser de suma importância para melhoria da qualidade de pacientes, auxiliando em cirurgias complexas e sendo utilizado para produzir implantes personalizados. Inúmeros materiais estão disponíveis atualmente para a fabricação de implantes. Isso mostra o grande campo de pesquisa que está aberto para o desenvolvimento de novos biomateriais, onde se pode conjugar os vários compostos existentes com tecnologias atuais e produzir produtos de altíssima qualidade. Um grande desafio ainda para a PR é a produção em série dos produtos por ela fabricados. Atualmente isso está sendo solucionado com avanços na tecnologia buscando o aumento da velocidade de produção de cada componente.

- ✓ Apesar da dificuldade em trabalhar com desenhos 3D devido à limitação de máquinas e ao conhecimento mais aprofundado sobre cada software foi possível desenvolver um implante personalizado por meio do processo proposto nesse trabalho;
- ✓ Os ensaios mecânicos e microestruturais mostraram-se importantes para a caracterização da liga prototipada e também para a liga trefilada de Ti-6Al-4V. Esses ensaios comprovam, como uma ótima opção, o uso da liga prototipada em implantes craniofaciais e bucomaxilofaciais;
- ✓ Nos ensaios de tração a liga prototipada mostrou-se superior em resistência mecânica à liga trefilada atingindo um limite de escoamento de 957 MPa perante aos 953 MPa da liga trefilada. A liga prototipada também apresentou maior dureza Vickers o que comprova sua maior resistência mecânica;
- ✓ Os ensaios microestruturais mostraram que a liga prototipada apresenta uma estrutura inerente ao seu processo de fabricação tendo a fase alfa linha predominante e o surgimento de uma microestrutura martensítica acicular em forma de espinha de peixe. Também foi detectado o aparecimento de poros no material, mostrando que os parâmetros de máquina devem ser bem ajustados para minimizar o surgimento de descontinuidades e conseqüentemente aumentar a densidade da liga produzida;
- ✓ O ensaio por elementos finitos apresentou dados que atestam a resistência da prótese no uso em mandíbulas humanas. Claramente se vê a necessidade de

comprovar os resultados matemáticos com ensaios experimentais validando assim o modelo numérico;

- ✓ Verificou-se também a necessidade de se trabalhar com a resistência a fadiga, podendo realizar estudos numéricos e experimentais, para assim confirmar o real desempenho do implante no corpo humano, principalmente devido à porosidade existente na liga prototipada;
- ✓ Há muito a ser feito na área biomédica, aliando novas tecnologias ao desenvolvimento de biomateriais e estudo do comportamento de todo esse processo no corpo humano, criando assim uma mentalidade de excelência na fabricação de implantes.

5.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

Alguns trabalhos podem ser desenvolvidos a partir da pesquisa realizada e descrita nessa dissertação. Segue abaixo temas propostos pelo autor:

- ✓ Análise em fadiga da prótese desenvolvida ou de um novo implante comparando processos de fabricação diferentes como prototipagem e usinagem em solução similar ao fluido do corpo humano validando um modelo matemático utilizando elementos finitos;
- ✓ Aplicação de carbonitreção no implante desenvolvido ou em corpos de prova e posterior caracterização mecânica e microestrutural enfatizando principalmente ensaios de resistência ao desgaste;
- ✓ Verificação geométrica do implante desenvolvido por escaneamento 3D e por medidores tridimensionais CNC comparando modelo físico com desenho virtual propondo melhorias de design na geometria do implante em estudo, embasadas também por análises de elementos finitos.

REFERÊNCIAS

- ANKEM, S.; GREENE, C. A. Recent developments in microstructure/property relationships of beta titanium alloys. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 263, p. 127-131, 1999.
- ANUSAVICE, K. J. **Phillips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412 p.
- APARECIDA, A. H.; FOOK, M. V. L.; SANTOS, M. L.; GUASTALDI, A. C. Estudo da Influência dos íons K^+ , Mg^{2+} , SO_4^{2-} , CO_3^{2-} na cristalização biomimética de fosfato de cálcio amorfo (ACP) e conversão a fosfato octacálcico (OCP). **Química Nova**, São Paulo, v. 30, n. 4, p. 892-896, 2007.
- BANIA, P. J. Beta titanium alloys and their role in the titanium industry. **Journal of Metals**, New York, v. 46, n. 7, p. 16-19, 1994.
- BEER, F. P.; JOHNSTON JÚNIOR, E. R. **Resistência dos materiais**. 3. ed. São Paulo: Makron Books, 1995. 1255 p.
- BENTO, C. A. da S. **Estudo da interface Ti-6Al-4V/TiO₂ por microscopia eletrônica de varredura**. 2000. 83 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2000.
- BERTOL, L. S. **Contribuição ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados**. 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.
- BERTOL, L. S. et al. Medical design: direct metal laser sintering of Ti-6Al-4V. **Materials and Design**, Surrey, v. 31, p. 3982–3988, 2010.
- BERTOL, L. S. et al. Projeto, fabricação e avaliação de implantes craniofaciais personalizados: proposta de utilização de materiais combinados. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v. 26, n. 2, p. 79-89, 2010.
- CHAO, J.; LÓPEZ, V. Failure analysis of a Ti6Al4V cementless HIP prosthesis **Engineering Failure Analysis**, Oxford, v. 14, p. 822–830, 2007.
- CHIARINI, L.; FIGURELLI, S.; POLLASTRI, G.; TORCIA, E.; FERRARI, F.; ALBANESE, M.; NOCINI, P. F. Cranioplasty using acrylic material: a new technical procedure. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, Kidlington, v. 32, n. 1, p. 5-9, 2004.
- CIOCCA, L. et al. Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches. **Medical and Biological Engineering and Computing**, Stevenage, v. 49, n. 11, p 1347-1352, 2011.

COLLINGS, E. W. **The physical metallurgy of titanium alloys**. Metals Park: American Society For Metals, 1984. (ASM Series in Metal Processing).

COOK, S. D.; THONGPREDA, N.; ANDERSON, R. C.; HADDAD Jr., R. J. The effect of post-sintering heat treatment on the fatigue properties of porous coated Ti 6Al-4V alloy. **Journal of Biomechanical Materials Research**, v. 22, p. 287-302, 1988.

DONACHIE Jr., M. J. **Titanium: a technical guide**. Metals Park: ASM International, 1988.

DONNARUMMA, M. D. C. et al. Disfunções temporomandibulares: sinais, sintomas e abordagem multidisciplinar. **Revista CEFAC**, Rio de Janeiro, v. 12, n. 5, p. 788-794, 2010.

DUVAIZEM, J. E. **Estudo das propriedades mecânicas e microestruturais de ligas à base de titânio-nióbio-zircônio processados com hidrogênio e metalurgia do pó para utilização em implantes dentários**. 2009. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

EPPLEY, B. L. Alloplastic cranioplasty. **Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 9, n. 1, p. 16-22, 2003. Disponível em: < http://ac.els-cdn.com/S1071094903900047/1-s2.0-S1071094903900047-main.pdf?_tid=66643dd4-a8fa-11e2-ac22-00000aab0f01&acdnat=1366380598_8dbd0d25a4a465865a5c7e3ec1ff68f9 >. Acesso em: 15 abr. 2013.

ESPERTO, L.; OSÓRIO, A. Rapid tooling, sinterização directa por laser de metais. **Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões**, Lisboa, v. 15, p. 117-124, 2008.

GOUVEIA, M. de F. **Aplicação da prototipagem rápida no planejamento de cirurgias craniofaciais**. 2009. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009

HENCH, L. L.; ETHRIDGE, E. C. **Biomaterials: an interfacial approach**. New York: Academic Press, 1982. 386 p.

JESUÍNO, G. A.; RIBEIRO, L. M. F.; NAKAZATO R. Z.; CODARO, E. N.; HEIN, L. R. O. Propriedades mecânicas e resistência à corrosão da liga Ti-4Al-4V obtida da reciclagem da liga Ti-6Al-4V. **Materials Research**, São Carlos, v. 4, n. 2, p. 63-69, 2001.

KURODA, D.; NIINOMI, M.; MORINAGA, M.; KATO, Y. ; YASHIRO, T. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant material. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 243, n. 1, p. 244-249, 1998.

LAROSA, M. A. **Desenvolvimento de próteses biomédicas implantáveis em liga de titânio utilizando sinterização direta de metais por laser**. 2012. Tese (Pós-Doutorado) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2012.

LEE, J. D. **Química inorgânica: um novo texto conciso**. São Paulo: Edgard Blucher, 1980. 507 p.

LIU, X.; CHU, P. K.; DING, C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. **Materials Science and Engineering**, Lausanne, v. 47, n. 3-4, p. 49-121, 2004.

LONG, H. J. R. M. Review titanium alloys in total joint replacement - a materials science perspective. **Biomaterials**, Surrey, v. 19, p. 1621 - 1639, 1998.

MARGOLIN, H.; WILLIAMS, J. C ; CHESNUTT, J. C ; LUETJERING, G. A review of the fracture and fatigue behavior of Ti alloy. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON TITANIUM, 4, 1980, Warrendale. **Conference of the...** Warrendale: Science and Technology, 1980. p. 169-216.

MIKA SALMI et al. Patient-specific reconstruction with 3D modeling and DMLS additive manufacturing, **Rapid Prototyping Journal**, Bingley, v. 18, n. 3, p. 209-214, 2012.

MURTHY, K. K.; SUNDARESAN, S. Phase transformation in a welded near- α titanium alloy as a function of weld cooling rate and post-weld heat treatment conditions. **Journal of Materials Science**, New York, v. 33, p. 817-826, 1998.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2. ed. Porto Alegre: Arttmed, 1997. 525 p.

NIINOMI, M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 243, p. 231-236, 1998.

NOORT, V. R. Review, titanium: the implant material of today. **Journal of Materials Science**, New York, v. 22, p. 3801-3811, 1987.

OKAZAKI, Y.; ITO, Y.; TATEISHI, T. Effects of heat treatment on mechanical properties and corrosion fatigue strength in physiological saline solution of new titanium alloys for medical implants. **Materials Transactions, JIM**, Sendai, v. 37, n. 4, p. 843-849, 1996.

OKAZAKI, Y.; ITO, Y.; ITO, A ; TATEISHI, T. Effect of alloying elements on medical properties of titanium alloys for medical implants. **Materials Transactions, JIM**, Sendai, v. 34, p. 1217-1222, 1993.

OKAZAKI, Y.; RAO, S.; ITO, Y.; TATEISHI, T. Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and cytocompatibility of new Ti alloys without Al and V. **Biomaterials**, Surrey, v. 19, n. 13, p. 1197-1215, 1998.

OKAZAKI, Y.; RAO, S.; TATEISHI, T.; ITO, Y. Cytocompatibility of various metal and development of new titanium alloys for medical implants. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 243, p. 250-256, 1998.

OLIVEIRA, M. F. **Aplicações da prototipagem rápida em projetos de pesquisa**. 2008. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

ORÉFICE, R. L. **Biomateriais: fundamentos e aplicações**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2005. 538 p.

PEDERSEN, J. G. Reaction of bone to PMMA and metal ions: an in vitro human and animal study. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, Copenhagen, v. 58, p. 718-719, 1987.

PEREIRA, M. M.; VASCONCELOS, W. L.; ZAVAGLIA, C. A. C. Biomateriais: fundamentos e aplicações. In: _____. **Materiais cerâmicos: ciência e aplicação como biomateriais**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2005. Cap 3, 538 p.

REYNOLDS, I. R. A review of direct orthodontic bonding. **British Journal Orthodontics**, Oxford, v. 2, p. 171-78, 1975.

ROCHA, R. C. S. et al. Modificação da superfície e das propriedades tribológicas do titânio por carbonitretação a plasma. **Matéria**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 3, p. 767-774, 2011.

SANTA BÁRBARA, A. **Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física – o software InVesalius**. 2006. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.

SANTOS, L. A. **Desenvolvimento de cimento de fosfato de cálcio reforçado por fibras para uso na área medicodontológica**. 2002. 247 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.

SCHNEIDER, S. G. **Obtenção e caracterização da liga Ti-13Nb-13Zr para aplicação como biomaterial**. 2001. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

SEAGLE, S. R. The state of the USA titanium industry in 1995. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 213, p. 1-7, 1996.

SEIXAS, M. M. D. **Estudo de propriedades físicas de materiais adesivos ortodônticos**. 2005. 68 f. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2005.

SHIMANO, S. G. N. **Comportamento mecânico e análise dimensional de parafusos corticais de aço inoxidável e liga de titânio submetidos ao ensaio de torção**. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

SOARES, G. A. **Fórum de biotecnologia biomateriais**. 2005. Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro,

2005. Disponível em: < http://www.anbio.org.br/pdf/2/tr10_biomateriais.pdf>. Acesso em: 12 abr. 2013.

SONG, V.; XU, D. S.; YANG, R.; LI, D.; WU, W. T.; GUO, Z. X. Theoretical study of the effects of alloying elements on the strength and modulus of β -type bio-titanium alloys. **Materials Science Engineering A**, Lausanne, v. 260, p. 231 - 274, 1999.

THIJS, L.; VERHAEGHE, F.; CRAEGHS, T.; HUMBEECK, J.V.; KRUTH, J. P. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. **Acta Materialia**, Oxford, v. 58, p. 3303-3312, 2010.

ULBRICH, C. B. L. **Inspeção por digitalização em aplicações de prototipagem rápida na medicina**. 2007. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

VOLPATO, N. et al. **Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações**. São Paulo: Edgard Blücher, 2007. 244 p.

WANG, K. The use of titanium for medical applications in the USA. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 213, p. 134-137, 1996.

WEISS, I.; SEMIATIN, S. L. Thermomechanical processing of beta titanium alloys - an overview. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 243, p. 46-65, 1998.

YACUBIAN, A. F.; LARONGA, P. R.; COELHO, R. A.; DUCATIL L. G.; SILVA, M. V. Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato. **Arquivo Neuropsiquiatria**, Bauru, v. 62, n. 3B, p. 865-868, 2004.

YOKOYAMA, K.; ICHIKAWA, T.; MURAKAMI, H.; MIYAMOTO, Y.; ASAOKA, K. Fracture mechanics of retrieved titanium screw thread in dental implant. **Biomaterials**, Surrey, v. 23, n. 12, p. 2459-2465, 2002.

ZAVAGLIA, C. A. C. **Aplicações de biomateriais em próteses ortopédicas**. 1993. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1993.

ZITTER, H.; PLENK Jr., H. Electrochemical behaviour of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. **Journal of Biomedical Materials Research**, Hoboken, v. 21, p. 881-896, 1987.

6 APÊNDICE

6.1 Ensaio de Tração

Foi utilizada a norma ASTM E8 para fabricação dos corpos de prova de tração. Esses corpos foram usinados a partir das barras de $\varnothing 8,0$ mm x 300,0 mm e $\varnothing 6,2$ mm x 300,0 mm gerando um total de 3 corpos de prova com alma de $\varnothing 6,0$ mm e 3 corpos de provas com alma de $\varnothing 4,0$ mm. A usinagem dos corpos de prova foi feita em torno CNC Enco compact 5 de propriedade da FEIS/UNESP conforme figura 77. Os desenhos técnicos de usinagem são mostrados nas figuras 78 e 79.

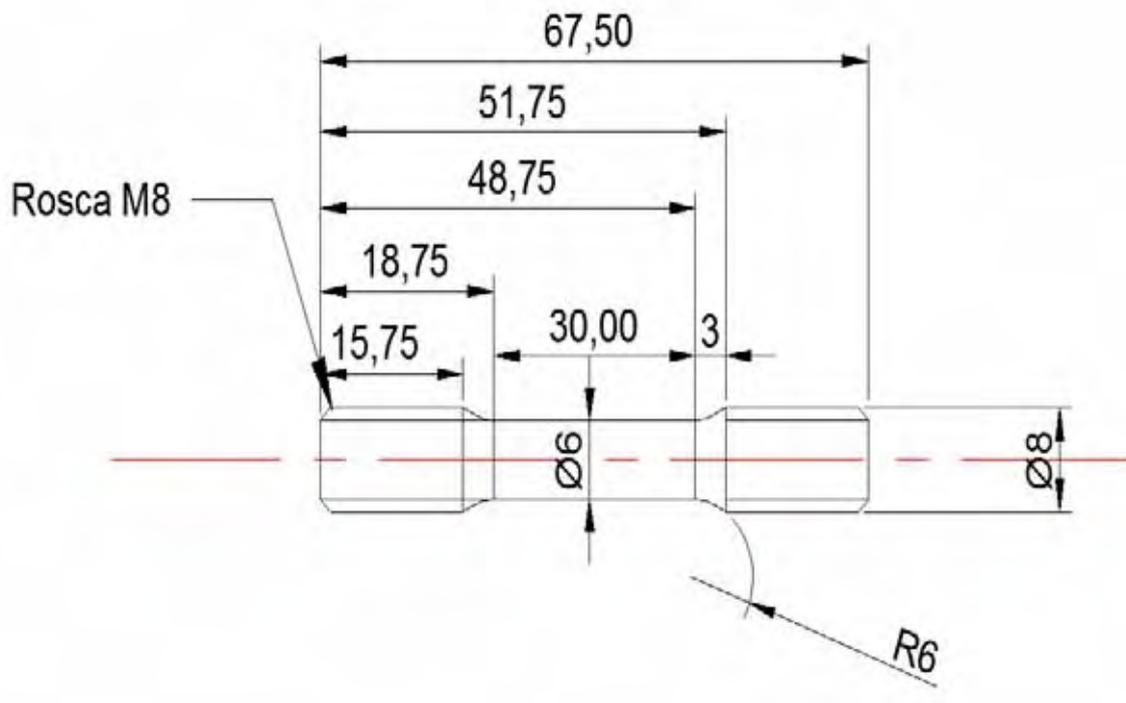
Os ensaios de tração foram realizados no DEMA/FEM/UNICAMP em uma máquina de tração MTS com grampo de medição. Nesse trabalho foram ensaiados apenas os corpos de prova trefilados. Todos os corpos de prova foram ensaiados até a ruptura obtendo-se o limite de escoamento, o limite de resistência à tração e o limite de ruptura. A máquina de ensaio é demonstrada na figura 80. O software de acompanhamento da máquina gera um relatório com os resultados discutidos no capítulo Resultados e Discussões.

Fig. 77 – Torno CNC EMCO COMPACT 5



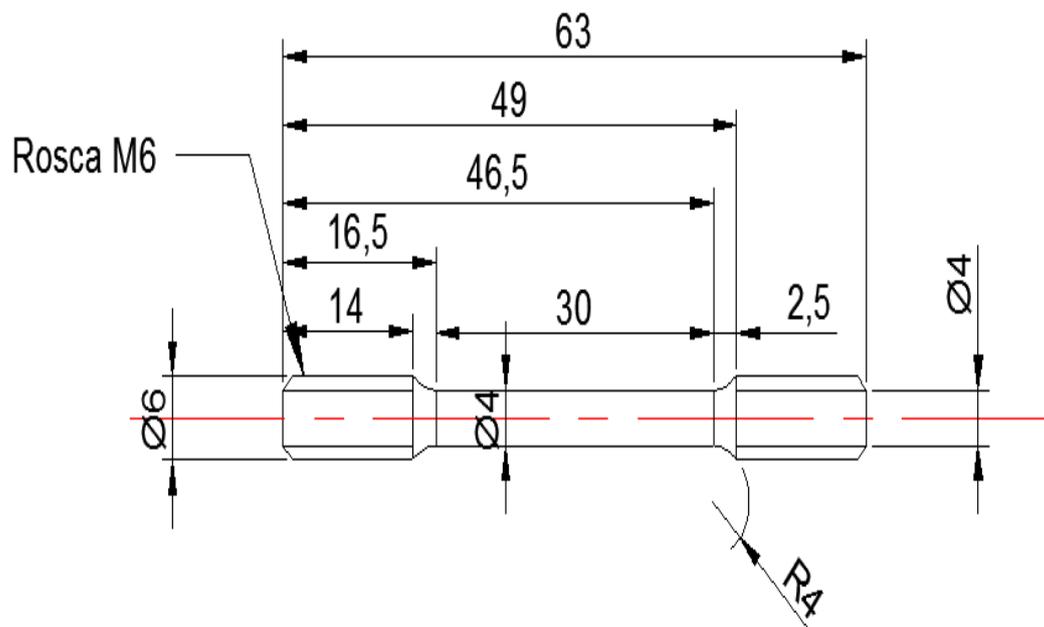
Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 78 – Corpo de prova de tração \varnothing de 6 mm



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 79 – Corpo de Prova de Tração \varnothing de 4 mm



Fonte: Dados do próprio autor

Figura 80 – Ensaio de tração de corpos de prova trefilados



Fonte: Dados do próprio autor

6.2 Ensaio de Microdureza Vickers

O ensaio de microdureza Vickers foi realizado nas dependências do DEMA/FEM/UNICAMP onde foram utilizados os corpos de prova trefilados e prototipados. O equipamento utilizado para a medição foi um “Micro Hardness Tester” (HMV) da marca Shimadzu®. Os parâmetros utilizados para o ensaio foram carga de 0,5 kg e tempo do penetrador de 15 segundos. Nesse equipamento utiliza-se um penetrador do tipo pirâmide de base quadrada de diamante, as medidas foram realizadas da parte externa da amostra até o centro e depois até o lado oposto. Foi respeitado o mínimo de 3 espaços de indentação para cada marcação do penetrador. Na figura 81 é mostrado o microdurômetro Shimadzu® e na figura 82 as amostras utilizadas para o ensaio.

Fig. 81 – Microdurômetro Shimadzu® (HMV)



Fonte: Dados do próprio autor

As amostras foram lixadas pelo processo convencional metalográfico utilizando lixas de grão 180 a 1200 e posteriormente polidas com alumina de 1 micrón em pano de veludo.

Fig. 82 – a) amostra trefilada e b) amostra prototipada



Fonte: Dados do próprio autor

6.3 Ensaio de Microscopia Óptica

O ensaio de microscopia óptica foi realizado nas dependências da FEIS/UNESP com utilização do microscópio óptico (MO) da marca Carl Zeiss Jena, modelo Neophot 21.

Foram utilizadas quatro amostras obtidas a partir da liga de titânio Ti-6Al-4V sendo duas trabalhadas a frio cedidas pela empresa “Realum - Soluções em titânio e altas ligas” e duas obtidas a partir da máquina de sinterização direta a laser EOSINT M270 (método DMLS) do Instituto de Biofabricação (INCT-BIOFABRIS), localizado na Faculdade de Engenharia Química da Unicamp.

Primeiramente as amostras foram devidamente cortadas com o auxílio de uma policorte utilizando-se disco abrasivo. Após o corte foram embutidas em baquelite todas as amostras dos dois tipos de processo de fabricação, uma na direção transversal e outra na direção longitudinal (amostras trefilada e prototipada). As quatro amostras foram submetidas a lixamento por lixas d’água com granulação de 100 a 1500, e posterior polimento em solução de alumina 1,0 μ m e 0,3 μ m na politriz com pano tipo Struer DP-10 até que as amostras ficassem com a superfície isenta de riscos. Para obtenção das imagens no microscópio ótico, foi empregada a câmera digital Sony, modelo Cyber-Shot DSC-W320 (14,1 mega pixels de resolução).

Na figura 83 mostra-se o MO Neophot 21 microscópio óptico e na figura 84 as dependências FEIS/UNESP utilizadas para o processo metalográfico de lixamento e polimento das amostras descritas acima.

Fig. 83 – Microscópio Óptico Neophot 21



Fonte: Dados do próprio autor

Fig. 84 – Laboratório Metalográfico FEIS/UNESP



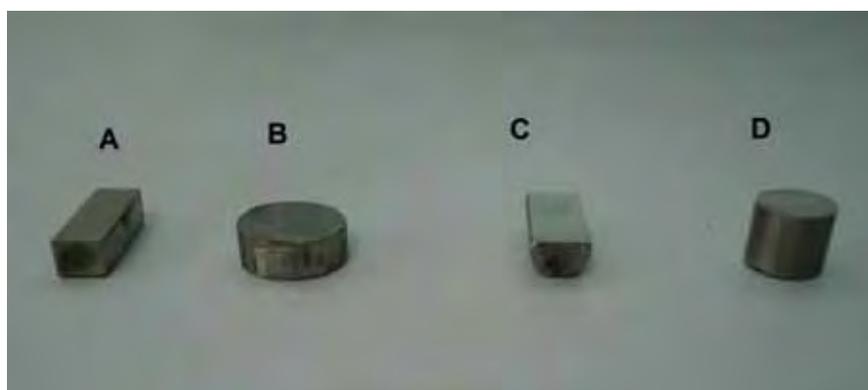
Fonte: Dados do próprio autor

Após o polimento as amostras foram atacadas em uma solução ácida de 2,0 ml de ácido fluorídrico, 6,0 ml de ácido nítrico e 50,0 ml de água destilada. As amostras trefiladas foram submersas na solução por 2 minutos enquanto as amostras prototipadas necessitaram de um ataque de 8 minutos.

Devido à necessidade de se ensaiar as amostras por microscopia eletrônica de varredura (MEV), após a realização da microscopia óptica o embutimento das amostras foi retirado de maneira a não afetar as superfícies de observação.

As amostras sem embutimento podem ser vistas na figura 85 onde observa-se amostras na longitudinal e na transversal para os processos de fabricação DMLS e trefilação.

Fig. 85 – a) amostra prototipada na direção longitudinal b) amostra prototipada na direção transversal c) amostra trefilada na direção longitudinal d) amostra trefilada na direção transversal



Fonte: Dados do próprio autor

6.4 Ensaio de Microscopia Eletrônica de Varredura

As mesmas amostras utilizadas na microscopia óptica foram também ensaiadas por microscopia eletrônica de varredura. Além dessas também foram observadas amostras sem ataque químico com o objetivo de verificar a porosidade do material.

O ensaio foi realizado no equipamento MEV-EVO (Zeiss EVO LS-15) encontrado nas dependências da FEIS/UNESP. É um equipamento de grande porte, capaz de gerar imagens de altíssima resolução da superfície de materiais orgânicos e inorgânicos. O equipamento contém vários detectores permitindo análises em alto vácuo e a baixa pressão. Ele é equipado também com o EDS (Analisador de raios-X por dispersão de energia). A figura 86 ilustra o equipamento que fica no Departamento de Física e Química da UNESP Ilha Solteira.

Fig. 86 – MEV-EVO: Microscópio Eletrônico de Varredura



Fonte: Dados do próprio autor

6.5 Ensaio de Rugosidade

O ensaio foi realizado nas dependências da FEIS/UNESP onde foram analisadas as seguintes superfícies das amostras: 1 - material prototipado polido pelo processo metalográfico, 2 - material trefilado polido pelo processo metalográfico, 3 - material trefilado usinado em torno CNC, 4 - material prototipado em superfície de construção. O equipamento utilizado foi o rugosímetro Mitutoyo SJ201P com os parâmetros de 0,8 mm de Cut-off (Comprimento de amostragem) e velocidade de ensaio de 0,5 mm/s, de propriedade do laboratório GPU/FEIS/UNESP. A figura 87 identifica o equipamento utilizado.

Fig. 87 – Rugosímetro Mitutoyo SJ201P



Fonte: Dados do próprio autor