



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

NEWTON SALVADOR GRANDE NETO

**UTILIZAÇÃO DE MATERIAL ALTERNATIVO PARA A OBTENÇÃO E
CARACTERIZAÇÃO DE BIOMODELOS, POR MEIO DA TÉCNICA DE
IMPRESSÃO 3DPRINTER**

Ilha Solteira
2016

NEWTON SALVADOR GRANDE NETO

**UTILIZAÇÃO DE MATERIAL ALTERNATIVO PARA A OBTENÇÃO E
CARACTERIZAÇÃO DE BIOMODELOS, POR MEIO DA TÉCNICA DE
IMPRESSÃO 3DPRINTER**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia – UNESP - Campus de Ilha Solteira, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica. Área de Conhecimento: Materiais e Processos de Fabricação.

Prof. Dr. Ruís Camargo Tokimatsu
Orientador

Ilha Solteira
2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

G751u Grande Neto, Newton Salvador.
Utilização de material alternativo para a obtenção e caracterização de biomodelos, por meio da técnica de impressão 3DPrinter / Newton Salvador Grande Neto. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2016
53 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Materiais e Processos de Fabricação, 2016

Orientador: Ruís Camargo Tokimatsu
Inclui bibliografia

1. Biomodelos. 2. Impressão tridimensional. 3. Manufatura aditiva.

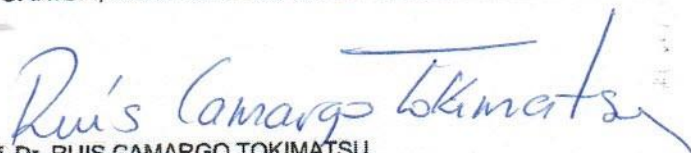
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

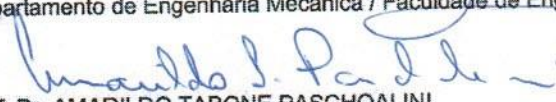
TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Utilização de material alternativo para a obtenção e caracterização de biomodelos, por meio da técnica de impressão 3DPRINTER

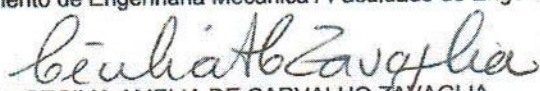
AUTOR: NEWTON SALVADOR GRANDE NETO

ORIENTADOR: 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. AMARILDO TABONE PASCHOALINI
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

Ilha Solteira, 14 de março de 2016

DEDICO

A Deus pelo dom da vida e a felicidade de poder alcançar meus objetivos com saúde e saber que mesmo nos momentos mais difíceis, nunca estou sozinho. Obrigado por tudo.

Aos meus amados pais, João Virgílio de Lara Medeiros e Leila Rasia, que com muito amor, carinho e dedicação não mediram esforços para que eu pudesse alcançar mais uma conquista em minha vida.

A minha querida avó, Lina Rasia, que sempre representou o seu papel fundamental de alicerce em nossas vidas. Se hoje chegamos aonde estamos foi devido a sua coragem.

Aos meus irmãos e cunhados, João Ricardo, Isabela, João Vitor, Carolina, Julia Gabriela, Thiago, Angela e Gabriela ainda que distantes, sempre me incentivaram e acreditaram em mim.

A minha namorada e futura esposa, Camila Stevani Freitas, pelo amor, apoio incondicional, paciência, companheirismo e pelos conselhos dados durante toda esta difícil etapa das nossas vidas.

Aos meus amigos de Campo Grande e aos novos amigos que fiz em Ilha Solteira, pelos momentos de distração, amizade e companheirismo, que me ajudaram a passar todo este tempo longe de casa.

A todos da minha grande família que sempre acreditaram na minha determinação.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Ruís Camargo Tokimatsu, pelos ensinamentos, conversas, conselhos e orientações dadas durante todo o andamento deste trabalho. Obrigado por me ajudar a desenvolver meu lado profissional tanto na UNESP, como também abrindo minha rede de contatos na UNICAMP, depositando confiança e acreditando na minha capacidade.

A Prof^a. Dr^a. Cecília Amélia Zavaglia, por abrir as portas da UNICAMP para que esta integração entre as universidades realmente acontecesse. Obrigado pelo livre acesso aos laboratórios, máquinas, matéria-prima e a equipe de técnicos, em especial José Luis Lisboa, sempre muito disposto e pronto para ajudar a qualquer momento na realização dos ensaios mecânicos.

Ao Dr. Felipe de Carvalho Zavaglia, que desde o começo deste trabalho não mediu esforços para nos ajudar, sempre com muita receptividade e paciência nos ensinou tudo o que fosse preciso, desde a elaboração e execução de todos os passos deste trabalho.

Ao técnico Elton do laboratório multiusuário da FEIS pelo auxílio com a microscopia eletrônica de varredura.

Aos mestres Carlos Eduardo, Lidiane Kumpel, Daniel Oliveira e aos graduandos Hugo Aleixo e Wesley Alves pela ajuda em diversas etapas deste trabalho.

A todos os professores do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, que de forma direta ou indireta, através de aulas e simples conversas contribuíram de forma positiva a realização deste trabalho.

“Believe you can and you’re halfway there.”

Theodore Roosevelt.

RESUMO

A técnica de replicar a morfologia de uma estrutura advinda do interior do corpo humano através de um modelo físico é conhecida como biomodelagem. Na área da saúde, um modelo da anatomia humana virtual ou físico é chamado de biomodelo, e este trouxe para a medicina um outro nível em relação a cirurgias modernas, como por exemplo, a possibilidade de o médico cirurgião realizar a simulação de uma cirurgia no biomodelo, analisando as melhores estratégias que serão adotadas para o sucesso da intervenção cirúrgica. Para a confecção de biomodelos são necessárias a execução de três etapas básicas: aquisição de imagens médicas via tomografia computadorizada, tratamento destas imagens utilizando um software específico e a confecção utilizando a manufatura aditiva, caracterizando assim todo o processo de biomodelagem. Todo este processo se tornou possível devido a integração entre as áreas de informática, engenharia, saúde, diagnóstico por imagens e principalmente pelo evento ímpar na área de processos de fabricação, o surgimento da manufatura aditiva. Utilizando um conjunto de tecnologias, a manufatura aditiva é capaz de reproduzir fisicamente, em vários materiais, um modelo virtual camada a camada. Diversas técnicas foram desenvolvidas na área de manufatura aditiva, em especial a impressão tridimensional (*3DPrinter*) tem seu funcionamento similar a uma impressora comercial a jato de tinta, porém deposita um aglutinante conhecido como *binder* ao invés de tinta, sobre camadas sucessivas de pó para prototipagem. A reação entre esses dois materiais consolida o formato bidimensional de cada camada, e depois de vários ciclos, um modelo tridimensional está completo. A não utilização de laser para a consolidação das camadas é uma vantagem desta técnica, ou seja, o valor de mercado do maquinário é relativamente mais barato quando comparado a outras técnicas vendidas no mercado. Pesquisas relacionadas a materiais alternativos nacionais são extremamente importantes, pois as descobertas de matérias-primas de baixo custo viabilizam cada vez mais a inclusão da biomodelagem em centros cirúrgicos. Este trabalho teve como objetivo a preparação de um material alternativo economicamente mais viável, utilizando uma proporção em volume de 94% pó de gesso comercial, 5% de ligante e 1% de agente higroscópico. Os resultados demonstram que o material alternativo proposto para este trabalho, se mostrou em torno de 121 vezes mais barato e também atingiu as características necessárias para a construção de biomodelos, como também se mostra tão eficiente em relação a resistência mecânica de manuseio, qualidade superficial e densidade quando comparado a materiais comerciais amplamente aceitos pelo mercado. Com a redução de custos, a técnica de biomodelagem poderá ser utilizada com mais frequência nas intervenções cirúrgicas, diminuindo os riscos existentes na cirurgia através de um planejamento cirúrgico de sucesso.

Palavras-chave: Impressão tridimensional. 3DPrinter. Biomodelagem.

ABSTRACT

The technique to replicate a morphology of some interior structure of the human body through a physical model is known as biomodeling. In health care area, a virtual or physical human anatomy model is called biomodel, and this brings to the medicine another level in relation to moderns surgeries, for example, the surgeon has the possibility to perform a simulation of a surgery on a biomodel, making the opportunity to find the best strategies that will be adopted for the success of the surgery intervention. Three basic steps are required to ensure the fabrication of the biomodels: the acquisition of medical images via tomography or MRI, then, the treatment of these images using a specific software, to finally produce the biomodel by additive manufacturing, featuring then the whole process biomodeling. This entire process has become possible because of the integration of information technology, engineering, health, image diagnosis and especially the unique event in the area of manufacturing processes, the emergence of additive manufacturing. By a set of technologies, the additive manufacturing is able to physically reproduce, in several materials, a virtual model layer by layer. Several techniques have been developed in this area, especially the three-dimensional printing (3DPrinter), that operates similarly to a commercial inkjet printer, but, instead of ink, deposits an adhesive known as binder on successive layers of prototyping powder. The reaction between the binder and the powder consolidates the two-dimensional shape of each layer, and, after several cycles, a three-dimensional model is complete. Not utilizing lasers to consolidate the layers is the advantage of this technique that makes the market value of the machinery relatively inexpensive, compared to other market techniques. Researches related to national alternative materials are extremely important, because the Discovery of inexpensive raw materials can enable the inclusion of biomodeling in surgery rooms more and more. The aim of this study is the preparation of an alternative and economically viable material, using a volume proportion of 94% of comercial gypsum powder, 5% of binder and 1% of hygroscopic agent. The results show that the alternative material proposed by this study was about 121 times cheaper and also reached the necessary characteristics for the fabrication of the biomodels, as also shown as efficient regarding to mechanical strength handling, surface quality and density when compared to comercial materials widely accepted by the Market. By reducing the costs, the biomodeling technique can be used more often in surgical interventions, reducing the surgery risks through a success surgical planning.

Keywords: Three-dimensional printing. *3DPrinter*. Biomodeling.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	OBJETIVOS	11
2.1	OBJETIVO GERAL	11
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	11
3	REVISÃO DA LITERATURA	12
3.1	BIOMODELAGEM	12
3.1.1	Aquisição de imagens médicas	13
3.1.2	Tratamento de imagens médicas	15
3.1.3	Biomodelagem através da manufatura aditiva	16
3.1.3.1	<i>Estereolitografia (SL)</i>	18
3.1.3.2	<i>Impressão tridimensional (3DPrinter)</i>	19
3.1.3.3	<i>Modelagem por fusão e deposição (FDM)</i>	21
3.1.3.4	<i>Sinterização seletiva a laser (SLS)</i>	22
3.1.3.5	<i>Sinterização direta de metais a laser (DMLS)</i>	23
3.1.4	Materiais para biomodelagem	24
3.1.4.1	Gesso	26
3.1.5	Casos de sucesso utilizando biomodelos	27
4	MATERIAIS E MÉTODOS	31
4.1	PREPARAÇÃO DA MATÉRIA-PRIMA ALTERNATIVA	31
4.2	CARACTERIZAÇÃO DAS MATÉRIAS-PRIMAS	33
4.3	CONFECCÃO DAS AMOSTRAS	34
4.4	CARACTERIZAÇÃO DAS AMOSTRAS	35
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	37
5.1	CARACTERIZAÇÃO DAS MATÉRIAS-PRIMAS	37
5.1.1	Microscopia eletrônica de varredura das matérias-primas	37
5.2	CARACTERIZAÇÃO DAS AMOSTRAS	38
5.2.1	Caracterização mecânica dos materiais	38
5.2.1.1	<i>Condição como manufaturado</i>	38
5.2.1.2	<i>Condição resinada</i>	42
5.3	IMPRESSÃO DE EXEMPLOS	46
6	CONCLUSÕES	48
7	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	49
	REFERÊNCIAS	50

1 INTRODUÇÃO

No passado, as intervenções cirúrgicas eram planejadas por meio da experiência adquirida pelo cirurgião, através de estudos e atividades de dissecação de cadáveres e exemplares patológicos. Todavia, cada paciente é único, o que dificulta um diagnóstico preciso da anatomia envolvida no desenvolvimento de uma enfermidade, apenas através da experiência.

Ao decorrer dos anos, tecnologias foram desenvolvidas para auxiliar de forma rápida e precisa o diagnóstico de cada paciente, como por exemplo a Tomografia Computadorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM). Atualmente estas tecnologias são muito utilizadas, pois evidenciam de forma fiel, fatias com detalhes bidimensionais da região desejada, sendo assim possível a reconstrução mental do modelo 3D pelo cirurgião. Para facilitar esta transição, softwares específicos em tratamento de imagens, realizam a construção do modelo virtual sobrepondo as fatias em 2D. Diagnósticos e técnicas mais precisas, como também simulação de cirurgias podem ser feitas em um ambiente virtual, proporcionando ao médico executar diversas estratégias, que idealizem o sucesso na intervenção cirúrgica.

Grandes avanços foram alcançados na integração entre diversas áreas da medicina, computação e engenharia. No entanto uma técnica conhecida como biomodelagem, fruto desta integração, revolucionou o método em que as intervenções cirúrgicas são realizadas.

A biomodelagem é uma técnica capaz replicar a morfologia de uma estrutura advinda do interior do corpo humano, através de um modelo físico. De uma forma totalmente nova, a medicina alcançou um outro nível em relação a cirurgias modernas, com a possibilidade do cirurgião realizar uma simulação prática da cirurgia, detalhando para toda sua equipe a estratégia escolhida. Este planejamento aprimorado tem como principal objetivo a redução dos riscos presentes no momento da cirurgia e pós-cirúrgico (tempo de anestesia, infecções e eventuais problemas durante a cirurgia) dos pacientes, como também redução do número de procedimentos cirúrgicos necessários para se obter resultados finais satisfatórios.

Um recente processo de fabricação, desenvolvido no final da década de 80, baseado na construção por camadas, conhecido como manufatura aditiva na linguagem técnica ou como impressão tridimensional na linguagem popular é utilizado

para a confecção dos biomodelos. A manufatura aditiva é formada de um conjunto de tecnologias que são capazes de reproduzir fisicamente, em vários materiais, um modelo virtual complexo de forma automatizada.

Este processo de fabricação está dividido em duas etapas: a primeira é conhecida como processamento computacional, que visa a construção de um modelo virtual utilizando um sistema CAD (*Computer Aided Design*) e conversão do arquivo gerado para a extensão STL (*Standard Triangulation Language*) e a segunda é conhecida como processo de manufatura aditiva, onde o modelo virtual é fatiado em planos 2D e posteriormente uma máquina fabrica camada a camada, até que o modelo tridimensional esteja completo.

Atualmente a aplicação da biomodelagem é limitada, devido aos altos custos de aquisição de *softwares* específicos para o tratamento de imagens, máquinas de alto desempenho para a confecção dos biomodelos e matéria-prima de qualidade. Diante desta limitação, as pesquisas relacionadas a materiais alternativos desenvolvidos no Brasil são extremamente importantes, pois as descobertas de matérias-primas de baixo custo viabilizam cada vez mais a inclusão da biomodelagem em centros cirúrgicos.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

- Preparar um material alternativo a base de gesso, ligante e agente higroscópico nas proporções recomendadas por Meira et al (2013), utilizando a técnica de mistura a seco, como também caracterizar os produtos obtidos através da técnica de impressão tridimensional (*3DPrinter*) e realizar comparações com materiais comerciais amplamente aceitos pelo mercado.

2.2 Objetivos Específicos

- Analisar os produtos manufaturados em duas condições, sendo uma delas na condição como manufaturado (peças verdes) e a outra na condição resinada (peças com banho em resina de cianoacrilato);
- Analisar a resistência mecânica à compressão e flexão dos produtos manufaturados por meio da técnica *3DPrinter*;
- Realizar análises físicas em relação à densidade, porosidade e fidelidade dimensional entre os produtos manufaturados por meio da técnica *3DPrinter*;
- Analisar a morfologia e granulometria das matérias-primas em forma de pó utilizadas para a manufatura;
- Realizar a comparação de custo entre os materiais;

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 BIOMODELAGEM

A técnica de replicar a morfologia de uma estrutura advinda do interior do corpo humano através de um modelo físico é conhecida como biomodelagem (D'URSO et al, 1999). A biomodelagem pode ser aplicada em diversas áreas de estudo, como por exemplo, na arqueologia e paleontologia (OLIVEIRA, 2008; FOGGIATO, 2006), na medicina veterinária (FREITAS, 2008), na odontologia (FALCÓN-ANTENUCCI et al., 2008; MIYASHITA, 2008) e principalmente na medicina (KABAN et al., 2009).

Particularmente na medicina, a biomodelagem tem sido utilizada como técnica fundamental no aprimoramento do diagnóstico e planejamento cirúrgico de diversas patologias complexas. Casos de neurocirurgia, reconstrução de crânio e maxila, implantodontia e cirurgias ortopédicas, como também a confecção de próteses personalizadas, utilizam a biomodelagem como ferramenta diferencial para o sucesso de todo o processo cirúrgico (WINDER, 2010; BIBB, 2005).

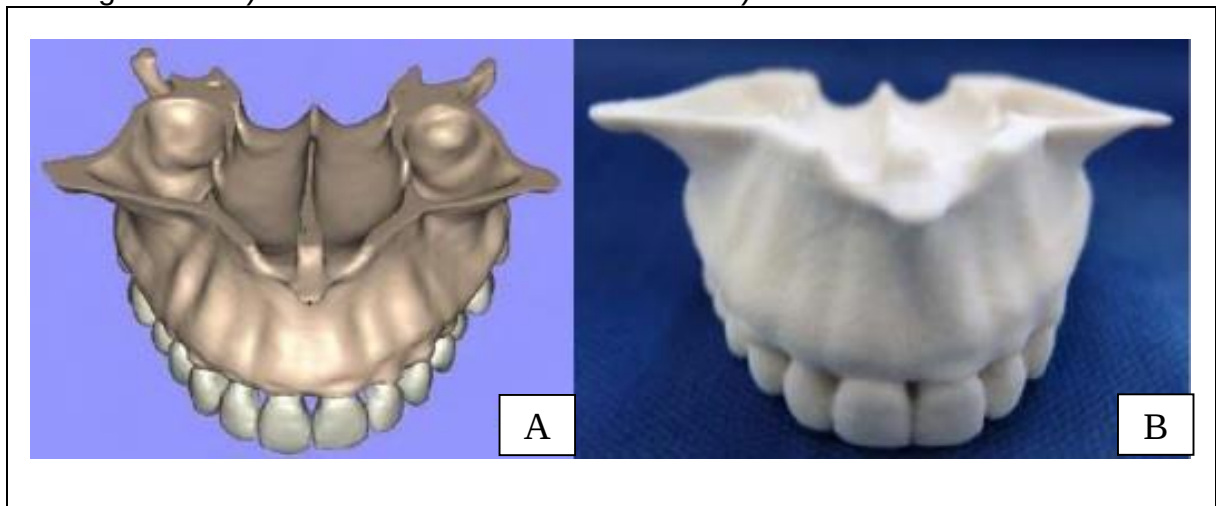
Um modelo físico aplicado à área da saúde é chamado de biomodelo (NORITOMI et al., 2007; ULBRICH, 2007; citado por ROCHA, 2013). Grandes avanços nas ciências biomédicas, informática e engenharia, e consequentemente a interação entre elas, somadas ao desenvolvimento na área de diagnóstico por imagens, tornou-se possível à confecção de biomodelos (VOLPATO, 2007). Segundo Gouveia (2009) existem três etapas básicas e essenciais para a obtenção de biomodelos, que são apresentadas a seguir:

- Aquisição e arquivamento das imagens advindas do interior do corpo humano obtidas por tomografia computadorizada, no formato DICOM;
- Tratamento destas imagens através de programas específicos de biomodelagem;
- Confecção dos biomodelos utilizando processos de manufatura aditiva.

A utilização de um biomodelo virtual (figura 1A) e um biomodelo físico (figura 1B) trouxe para a medicina outro nível em relação a cirurgias modernas, como por exemplo, a possibilidade do médico cirurgião detalhar todos os passos da cirurgia para sua equipe ou até mesmo realizar uma simulação da cirurgia no biomodelo,

melhorando assim as estratégias que serão adotadas para o sucesso da mesma. Este planejamento aprimorado tem como principal objetivo a redução dos riscos presentes no momento da cirurgia e pós-cirúrgico (tempo de anestesia, infecções e eventuais problemas durante a cirurgia) dos pacientes, como também redução do número de procedimentos cirúrgicos necessários para se obter resultados finais satisfatórios. Casos complexos, como cirurgias de reconstrução, um número elevado de múltiplas operações é necessário durante todo o tratamento, porém quando um biomodelo é utilizado como ferramenta no auxílio do planejamento e preparação da equipe, observa-se uma redução do número de intervenções cirúrgicas, sendo que em muitas vezes este número é reduzido a uma única cirurgia (FERRAZ, 2009; ANTAS, 2007).

Figura 1 – A) Biomodelo virtual da maxila e o B) Biomodelo físico da maxila.



Fonte: Adaptado de Myashita (2008).

3.1.1 Aquisição de Imagens Médicas

No início da década de 70, através do trabalho conjunto entre o engenheiro inglês Hounsfield e do físico norte-americano Comark, surgiu os primeiros indícios da aquisição de imagens médicas através da tomografia computadorizada (GARIB, 2007; citado por GOUVEIA, 2009).

Recentemente a tecnologia de TC evoluiu o suficiente para reduzir drasticamente o tempo de aquisição de imagens e a quantidade de radiação exposta sobre paciente durante o processo, além de produzir imagens com alta qualidade (GOUVEIA, 2009).

A tomografia computadorizada é um método de diagnóstico por imagem que adquire informações nos três planos espaciais de uma dada região do corpo humano,

através da emissão de radiação X em forma de um estreito leque direcionado a um anel com diversos detectores de sinais (Figura 2). Estes sinais possuem diferentes intensidades, pois depende da capacidade de absorção da composição dos tecidos atravessados pelos feixes de radiação. Ao final, diversas projeções em 360° ao redor da região a ser analisada, geram informações que são registradas e processadas, e posteriormente através de processos matemáticos são feitas as transformações em forma de imagens (GARIB, 2007 citado por GOUVEIA, 2009).

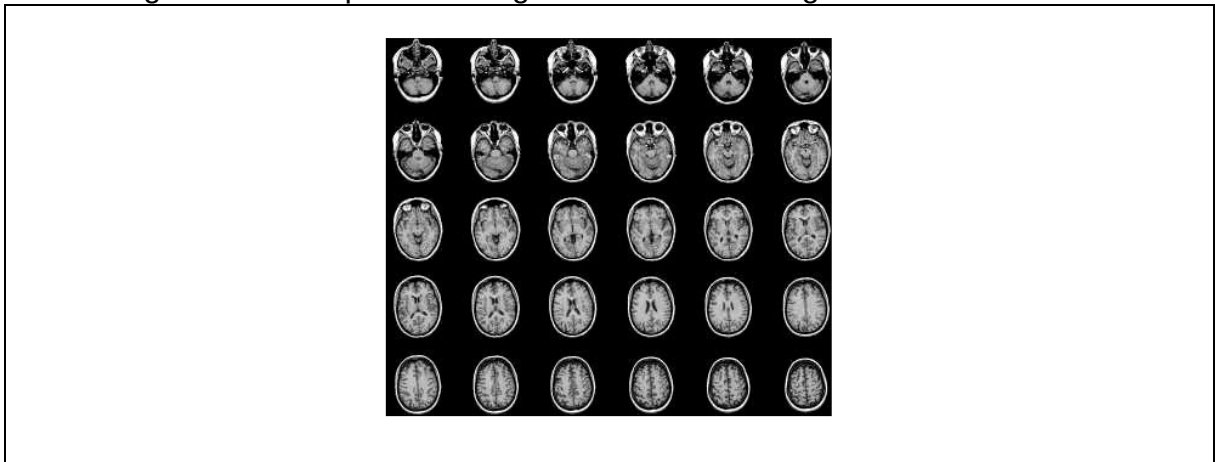
Figura 2 - Varredura em formato de um estreito leque e equipamento de TC tradicional.



Fonte: Cavalcanti (2008).

Ainda segundo Garib (2007), a TC nos permite visualizar todas as estruturas em imagens 2D com boa definição (figura 3), além de possuir recursos para proporcionar a reconstrução multiplanar da região analisada, ou seja, é possível visualizar as imagens nos planos axiais, coronais, oblíquos e sagitais, como também pode ser feito a reconstrução tridimensional.

Figura 3 - Exemplo de tomografia em filme radiográfico de um crânio.



Fonte: Santa Bárbara (2006).

3.1.2 Tratamento de Imagens Médicas

Devido à complexidade das cirurgias e a possibilidade de se orientar através de um modelo virtual e físico, os cirurgiões perceberam a necessidade conhecer e dominar estas ferramentas.

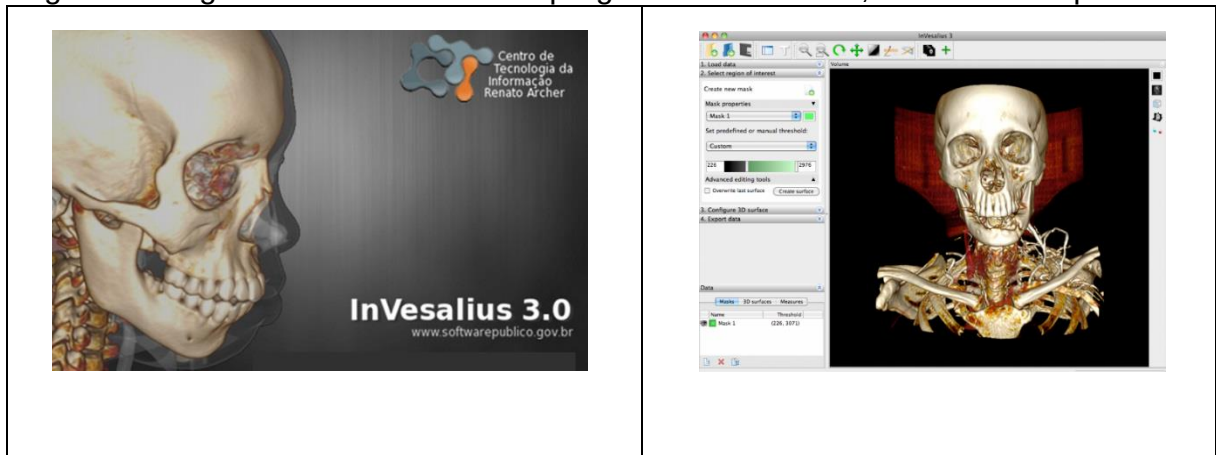
Para gerar biomodelos virtuais é necessária a utilização de softwares específicos para o tratamento de imagens médicas. Alguns programas como: *Analyze*® da Clínica Mayo, *Mimics*® da Materialise, *3D Doctor*® da Able Software, foram desenvolvidos para suprir esta necessidade do mercado de modelagem médica (WOHLERS, 2013 citado por ROQUE, 2015), porém são de alto custo.

O software brasileiro *Invesalius*®, desenvolvido pelo CTI em 2003, se tornou uma opção mais acessível para médicos e cirurgiões brasileiros.

InVesalius é um software público para área de saúde que visa auxiliar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico. A partir de imagens em duas dimensões (2D) obtidas através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais em três dimensões (3D) correspondentes às estruturas anatômicas dos pacientes em acompanhamento médico. O software tem demonstrado grande versatilidade e vem contribuindo com diversas áreas dentre as quais medicina, odontologia, veterinária, arqueologia e engenharia. O programa foi desenvolvido pelo antigo CenPRA atual CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer), unidade do Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT), através das linguagens de programação Python e C++. Atualmente opera em GNU Linux (Ubuntu, Fedora e OpenSuse já foram testados) e Windows (XP e Vista), sendo que é licenciado pela CC-GNU GPL (Licença Pública Geral) versão 2 (em português). (SOFTWAREPUBLICO..., 2016).

Segundo o site do Portal do Software Público Brasileiro, o acesso gratuito ao programa é feito através de um cadastro dentro do próprio portal e já existem cerca de 7407 membros participantes na comunidade do programa. A figura 4 representa o logo e um exemplo de imagem tridimensional do programa.

Figura 4 - Logo do software e tela do programa InVesalius, desenvolvido pelo CTI.



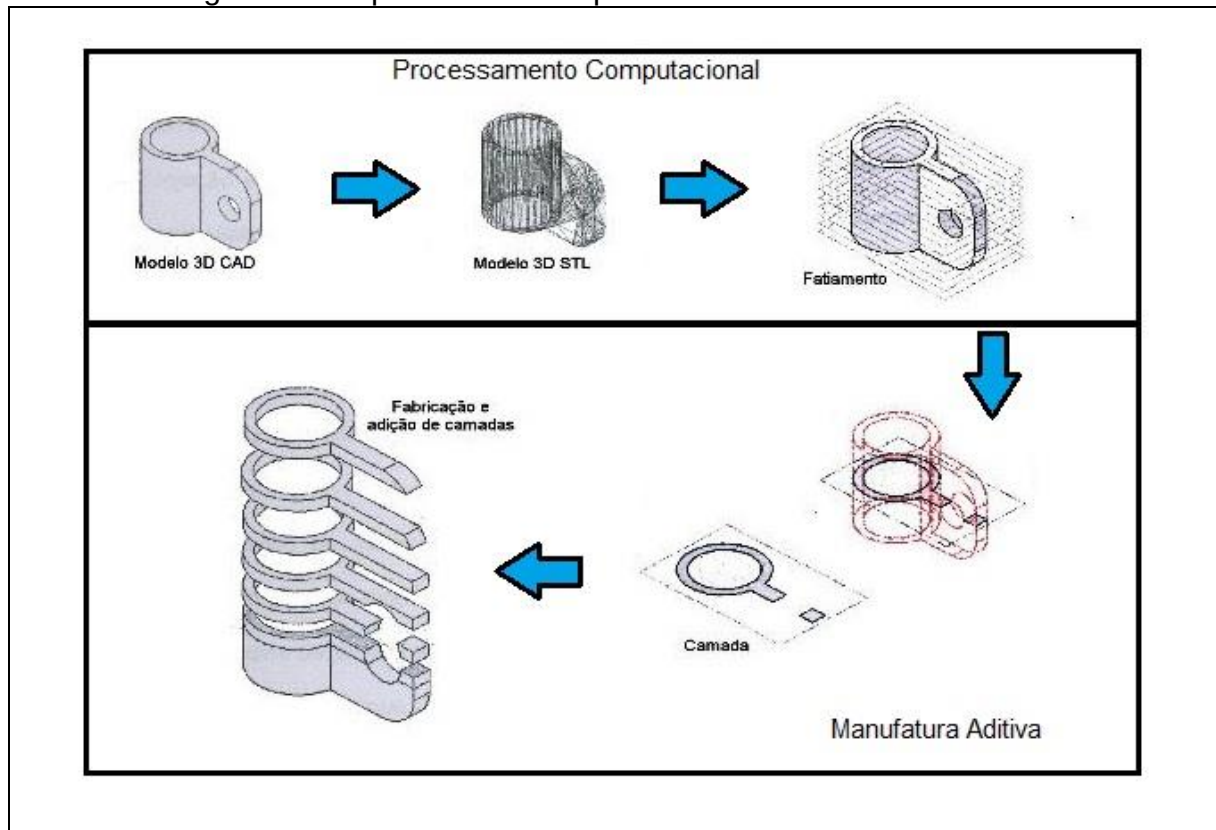
Fonte: Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (2015).

3.1.3 Biomodelagem através da Manufatura Aditiva

A Manufatura Aditiva teve seu desenvolvimento no final da década de 80 e logo se tornou um evento ímpar na evolução tecnológica dos processos de fabricação. Baseada na construção camada a camada, a manufatura aditiva é formada por um conjunto de tecnologias que são capazes de reproduzir fisicamente em vários materiais, um modelo virtual. Devido as suas principais vantagens, como a reprodução física de modelos geometricamente complexos de forma automatizada, o surgimento da manufatura aditiva tem revolucionado o Processo de Desenvolvimento de Produtos (PDP), o qual é responsável pela otimização, redução de custo e prazo no desenvolvimento de produtos. Em uma visão mais ampla, os modelos ou protótipos fabricados através da manufatura aditiva podem ser utilizados para diversas aplicações da indústria, como também na área de ensino, comunicação, integração e de projeto (VOLPATO et al., 2007).

O processo de manufatura aditiva é dividido em duas etapas conforme a representação apresentada na figura 5.

Figura 5 - Etapas básicas do processo de manufatura aditiva.



Fonte: Adaptado de Bessa (2013).

Na primeira etapa, o processamento computacional tem como objetivo a produção de um modelo virtual utilizando um sistema CAD (*Computer Aided Design*) e logo em seguida é convertido para um arquivo com extensão STL (*Standard Triangulation Language*). Na segunda etapa, o arquivo convertido é enviado para o *software* da própria máquina e em seguida são determinados os parâmetros desejados para a manufatura aditiva. Posteriormente o processo é executado, fabricando camada por camada até a consolidação total do modelo. Após o término da construção das camadas, o produto é retirado da plataforma de construção e são realizados os pós-processamentos necessários (VOLPATO et al., 2007).

As tecnologias de manufatura aditiva disponíveis no mercado foram classificadas de acordo com o tipo de processo, são eles: baseados em sólidos, líquidos e pós (SILVA; KAMINSKI; VOLPATO et al., 2007).

Segundo Gouveia (2009) para a confecção de biomodelos, os processos mais utilizados são:

- Estereolitografia (SL), quando há a necessidade de um material translúcido;
- Sinterização seletiva a laser (SLS) ou Modelagem por Fusão e Deposição (FDM), para o planejamento de osteotomias (corrigir uma restauração ou deformidade do esqueleto);
- Impressão Tridimensional (*3DPrinter*), para o planejamento de cirurgias craniofaciais, pois atendem satisfatoriamente os requisitos de visualização e manuseio.

Outra técnica utilizada na área da medicina, que pode ser utilizada tanto para a confecção de biomodelos como também de próteses personalizadas é a sinterização direta de metais a laser (DMLS).

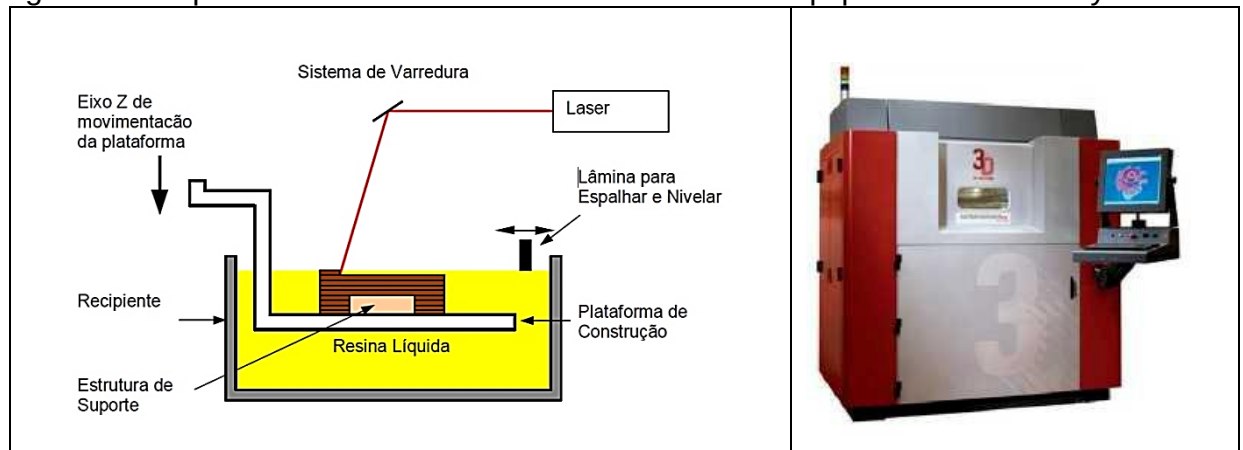
Cada técnica possui suas vantagens e desvantagens de acordo com o tipo de aplicação em que o protótipo será utilizado, porém todos seguem a mesma sequência de processamento computacional e de manufatura.

3.1.3.1 Estereolitografia (SL)

A estereolitografia foi apresentada ao mercado em 1988 na feira *US Autofact* pela empresa *3D Systems Inc.* dos Estados Unidos, como a primeira máquina de manufatura aditiva disponível comercialmente (KRUTH, 1991; KOCHAN, 1993 citado por VOLPATO et al, 2007).

Nesta técnica, uma resina líquida composta por monômeros fotossensíveis é armazenada em um recipiente que contém uma plataforma de construção. A cada camada, a plataforma expõe a quantidade necessária resina a ser curada pela varredura do feixe de laser (Figura 6). Após vários ciclos deste processo, a peça é retirada e realiza-se um processo de pós-cura para aumentar sua resistência mecânica (VOLPATO et al, 2007).

Figura 6 - Esquema de funcionamento da técnica SL e equipamento da 3D Systems.



Fonte: Volpato et al (2007) e 3DSystems (2015).

Segundo Pham e Gault (1998), Upcraft e Fletcher (2003) e Volpato et al (2007) este processo possui algumas vantagens e desvantagens que estão destacados na tabela 1.

Tabela 1 - Características da técnica de estereolitografia.

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Bom acabamento superficial dos objetos;	Necessidade de suporte nas regiões não conectadas;
Possibilidade de produzir objetos com geometria complexa;	Necessidade de pós-processamento para remoção dos suportes;
Boa precisão geométrica;	Necessidade de pós-cura para garantir resistência mecânica desejável;
Alta velocidade de construção;	Processo restrito apenas a resinas poliméricas;
Serviço com suporte mundial.	Odor tóxico nocivo ao operador.

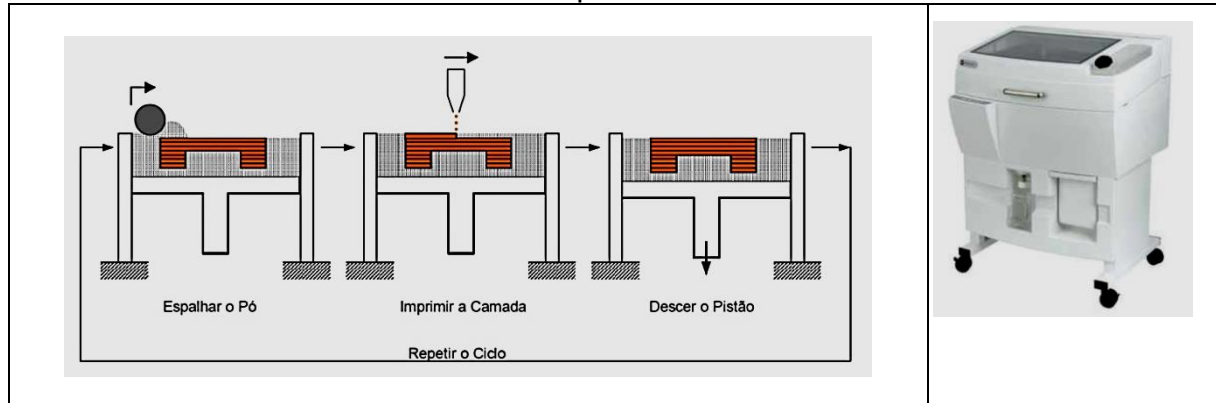
Fonte: adaptado de Pham e Gault (1998), Upcraft e Fletcher (2003) e Volpato et al (2007).

3.1.3.2 Impressão Tridimensional (3DPrinter)

Esta tecnologia provém dos processos baseados em pó, porém não é utilizado um laser de alta potência para a fabricação das camadas. Possui grande similaridade ao mecanismo de impressoras a jato de tinta comuns vendidas no mercado. No primeiro momento a matéria-prima em forma de pó é espalhada e nivelada na plataforma de construção por um rolo. Em sequência, o cabeçote de impressão a base de um aglutinante realiza a varredura da camada, liberando a quantidade necessária de líquido reagente (*binder*) para a sua fabricação. A cada ciclo deste processo (figura

7), cria-se uma camada bidimensional, que somada as camadas subsequentes resultam em um objeto tridimensional (VOLPATO et al., 2007).

Figura 7 - Princípio de funcionamento do processo 3DPrinter e equipamento da Z Corporation.



Fonte: Volpato et al (2007) e Zcorp (2015).

Segundo Volpato et al (2007), Upcraft e Fletcher (2003) este processo possui algumas vantagens e desvantagens que estão destacados na tabela 2.

Tabela 2 - Características da técnica de Impressão Tridimensional.

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Não utiliza laser de alta potência; Reutilização do pó não aglomerado; Impressão de peças flexíveis; Custo relativamente baixo em relação ao maquinário e matéria-prima, quando comparado aos outros processos baseados em pó; Ampla gama de matérias primas utilizáveis. Possibilidade de impressão colorida; O pó não utilizado nas camadas serve como suporte para as mesmas.	Baixa resistência mecânica; Baixa qualidade do acabamento superficial; Controle dimensional insatisfatório; Necessidade de pós-processamento para aumento da resistência mecânica e/ou acabamento superficial.

Fonte: adaptado de Upcraft e Fletcher (2003) e Volpato et al (2007).

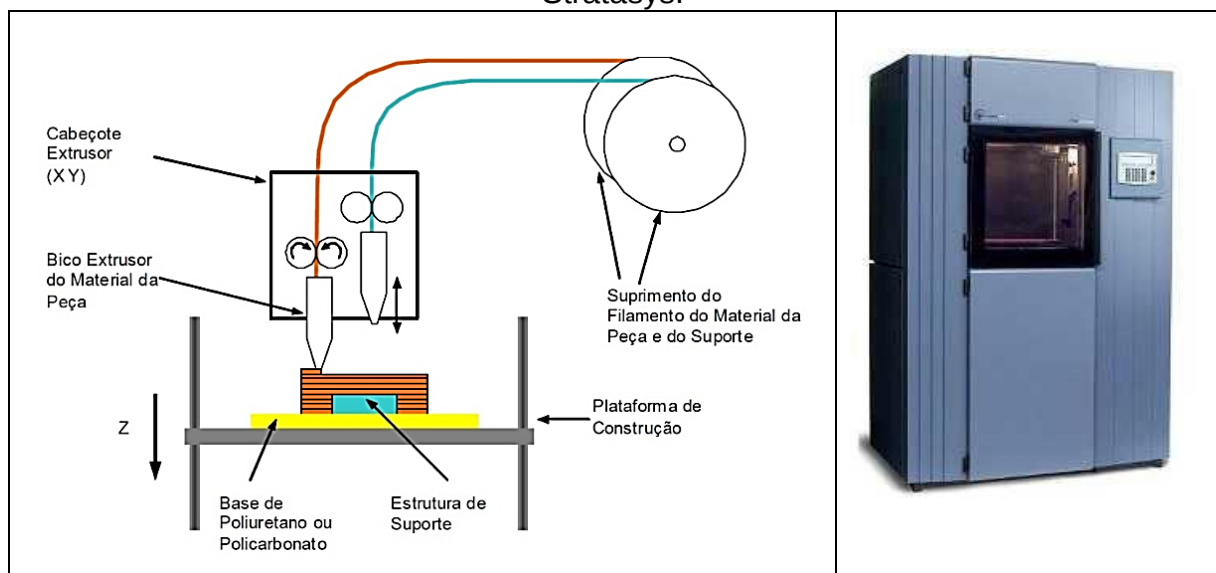
As propriedades físicas e químicas das matérias primas em forma de pó e do aglutinante, como também os parâmetros do processo PR possuem grandes influências na qualidade dos produtos fabricados através da técnica 3DPrinter (VOLPATO et al., 2007).

3.1.3.3 Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)

A empresa *Stratasys, Inc.* foi uma das primeiras empresas a desenvolver esta tecnologia no ano de 1988. No entanto, esta tecnologia só esteve disponível no mercado no início de 1992 e fez tanto sucesso, que suas vendas cresceram consideravelmente, a ponto de superar grandes concorrentes em 1996, como a empresa 3D Systems, Inc. (KAI et al, 2003 citado por VOLPATO et al, 2007).

A técnica de impressão FDM se baseia na deposição de camadas de um material extrudado sobre uma plataforma de construção. O cabeçote extrudor possui liberdade de movimentos nos eixos X-Y e está localizado sobre uma plataforma de construção que se movimenta no eixo Z, delimitando a espessura das camadas. A matéria-prima em forma de filamento é aquecida até o estado semilíquido ou pastoso, que através de bicos extrudadores é depositada em forma de um fio na plataforma de construção (Figura 8). Quando o material entra em contato com a superfície das camadas anteriores, ele se adere e solidifica. Depois de vários ciclos deste processo, tem-se a construção total da peça (VOLPATO et al, 2007).

Figura 8 - Princípio de funcionamento do processo FDM e equipamento da Stratasys.



Fonte: Volpato et al (2007) e Stratasys (2015).

Segundo Volpato et al (2007) e Upcraft e Fletcher (2003) este processo possui algumas vantagens e desvantagens que estão destacados na tabela 3.

Tabela 3 - Características da técnica FDM.

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Possibilidade de produzir modelos que podem ser montados e testados; Não requer pós-cura; Não utiliza laser; Pode ser utilizado em ambiente de escritório.	Baixa precisão do processo; Necessita de suportes nas regiões não conectadas; Requer pós-processamento para retirada de suportes; Velocidade de processo lenta e limitada.

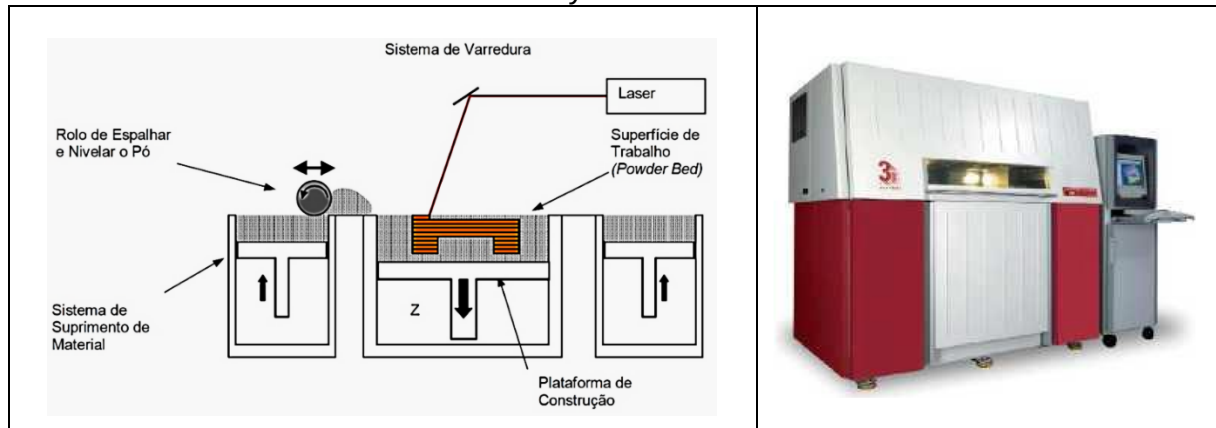
Fonte: adaptado de Upcraft e Fletcher (2003) e Volpato et al (2007).

3.1.3.4 Sinterização Seletiva a Laser (SLS)

Através da Universidade do Texas nos EUA, a tecnologia empregada na sinterização seletiva a laser foi desenvolvida e patenteada. Em 1992 o primeiro equipamento chegou ao mercado através da empresa *DTM Corporation*, fundada em 1987 (BEAMAN et al, 1997 citado por VOLPATO et al, 2007).

Nesta técnica, o processo se inicia com um rolo que espalha e nivela a matéria-prima em pó sobre uma plataforma, formando a camada, dentro da câmara de construção. A câmara possui atmosfera inerte controlada por nitrogênio, para evitar oxidação e explosões, e também é aquecida até uma temperatura próxima ao ponto de fusão do material. Em seguida, através de um sistema de varredura, o laser fornece o restante de energia para sinterizar as partículas. Após concluir a etapa anterior, a plataforma se desloca para baixo, expondo novamente a espessura da próxima camada de pó que será espalhada e nivelada pelo rolo (Figura 9). Após vários ciclos deste processo, a peça finalmente é concluída e retirada da câmara de construção com o auxílio de ar comprimido e aspiradores de pó (VOLPATO et al, 2007).

Figura 9 - Esquema de funcionamento da técnica SLS e equipamento da 3D Systems.



Fonte: Volpato et al (2007) e 3DSystems (2015).

Segundo Kai et al (2003) e Volpato et al (2007) este processo possui algumas vantagens e desvantagens que estão destacados na tabela 4.

Tabela 4 - Características da técnica SLS.

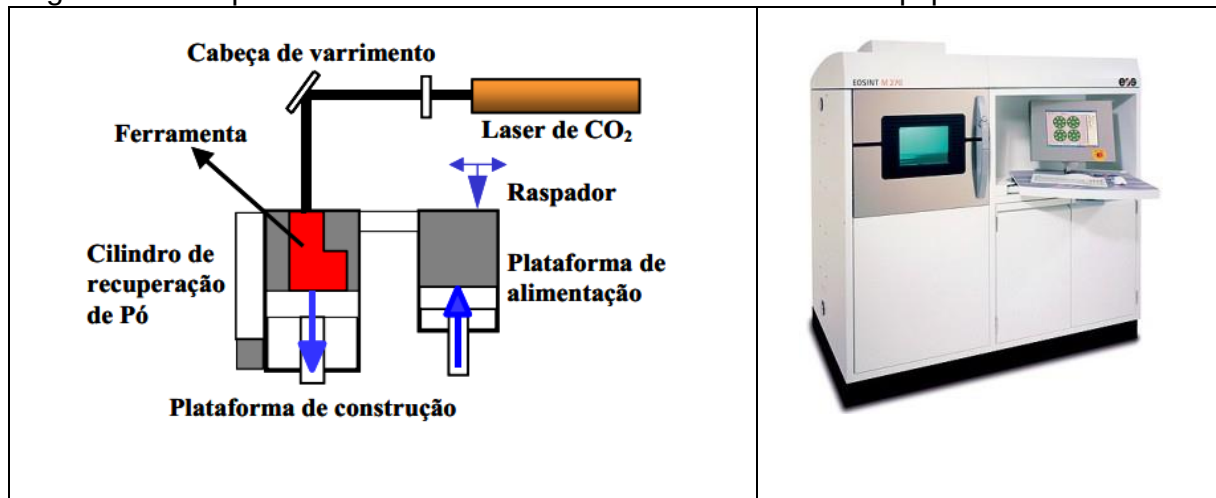
VANTAGENS	DESVANTAGENS
Podem ser utilizados vários tipos de matérias primas, sendo a maioria não tóxicos;	Acabamento superficial insatisfatório, devido ao tamanho das partículas existentes na matéria-prima;
Fabricação de protótipos para visualização ou mesmo produtos finais;	Alto custo de investimento do equipamento;
De acordo com a matéria-prima utilizada, pouco pós-processamento é utilizado.	Consumo elevado de energia para “sinterizar” as partículas.

Fonte: adaptado de Kai et al (2003) e Volpato et al (2007).

3.1.3.5 Sinterização Direta de Metais a Laser (DMLS)

Esta técnica possui uma grande similaridade com a técnica SLS para a deposição das camadas, varredura e sinterização das camadas pelo laser como pode ser visto na figura 10, sendo que sua principal diferença está na potência do laser utilizado, o qual trabalha em uma faixa de 150W à 250W. Estratégias de construção, distância entre linhas, velocidade de varredura, potência do feixe de laser e espessura de camada de pó são os principais parâmetros do processo e podem influenciar na qualidade do acabamento, como também na resistência mecânica dos manufaturados (LONGHITANO, 2015; BRITTO, 2015).

Figura 10 - Esquema de funcionamento da técnica DMLS e equipamento da Eosint.



Fonte: Esperto e Osório (2008) e Dmlstechnology (2015).

Segundo Volpato et al (2006), Esperto e Osório (2008) este processo possui algumas vantagens e desvantagens que estão destacados na tabela 5.

Tabela 5 - Características da técnica DMLS.

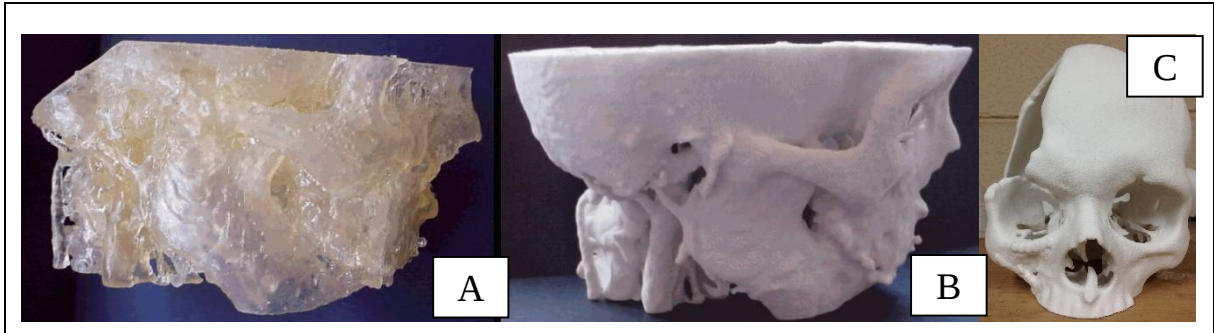
VANTAGENS	DESVANTAGENS
Podem ser utilizados vários tipos de matérias-primas, sendo a maioria não tóxicos;	Alto consumo de energia para a realização do processo;
Fabricação de protótipos para visualização ou mesmo produtos finais;	Laser de alta potência;
Excelente precisão dimensional;	Reprogramação dos parâmetros do processo de acordo com a matéria-prima em forma de pó utilizada.
Podem ser fabricados vários componentes com diferentes estratégias de construção.	

Fonte: adaptado de Volpato et al (2006) e Esperto e Osório (2008).

3.1.4 Materiais para Biomodelagem

Como a maioria das aplicações de manufatura aditiva são direcionadas as áreas de engenharia, a confecção de biomodelos se adaptou as técnicas e matérias-primas existentes (GOMIDE, 2000; GRELLMANN, 2001). O biomodelo não exige elevada resistência mecânica, pois será utilizado apenas para livre manuseio. Por esta razão, os biomodelos são confeccionados através de matérias-primas como cerâmicas, resinas fotocuráveis e polímeros (figura 11) que são fornecidos pelos próprios fabricantes das máquinas de prototipagem rápida.

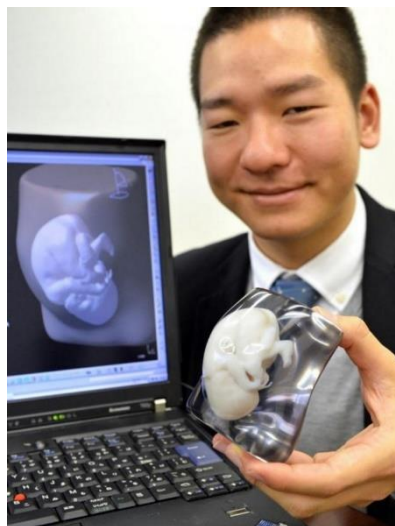
Figura 11 – A) Biomodelo translúcido de resina obtido através da técnica SL, B) Biomodelo opaco de polímero obtido através da técnica SLS e C) Biomodelo opaco de cerâmica obtido através da técnica *3DPrinter*.



Fonte: adaptado de MEURER et al (2007)

Os biomodelos translúcidos confeccionados em resina proporcionam uma visibilidade melhor de estruturas internas (cavidades, veias, entre outros), porém prejudica-se a visibilidade de detalhes na superfície, sendo esta a característica principal dos biomodelos opacos confeccionados em cerâmica e polímeros. Também existem empresas que proporcionam biomodelos com a combinação de materiais opacos e translúcidos (figura 12).

Figura 12 – Tomohiro Kinoshita da empresa *FASOTEC CO.* apresentando um biomodelo de um feto de nove meses.



Fonte: Filehippo (2015)

Estes materiais possuem as características necessárias para a confecção de biomodelos, pois possuem resistência mecânica satisfatória para o manuseio e baixo custo quando comparados com materiais metálicos.

A grande limitação desta técnica é devido ao fato das matérias-primas serem fornecidas pelos próprios fabricantes das máquinas de manufatura aditiva, sendo assim agregando altos custos sobre os insumos e produções em larga escala. Seguindo este pensamento, pesquisas relacionadas a materiais alternativos são extremamente importantes, pois as descobertas de matérias-primas de baixo custo viabilizam cada vez mais a inclusão da biomodelagem em centros cirúrgicos.

3.1.4.1 Gesso

O gesso mais comum encontrado no mercado é um mineral aglomerante derivado do processo de calcinação (reação química de decomposição térmica) do sulfato de cálcio di-hidratado ($CaSO_4 \cdot 2H_2O$), conhecido como gipsita. Durante este processo, a gipsita perde $\frac{3}{4}$ da água de cristalização, convertendo-se em um sulfato de cálcio hemi-hidratado ($CaSO_4 \cdot \frac{1}{2}H_2O$), e quando misturado com água apresenta um tempo de manuseio (conhecido como “pega”), até que sua forma química reidratada seja estabilizada e se torne um material mecanicamente estável (endurecido), que possui baixa dureza e cor geralmente branca (quando puro) ou amarelada (DA LUZ; LINS, 2005).

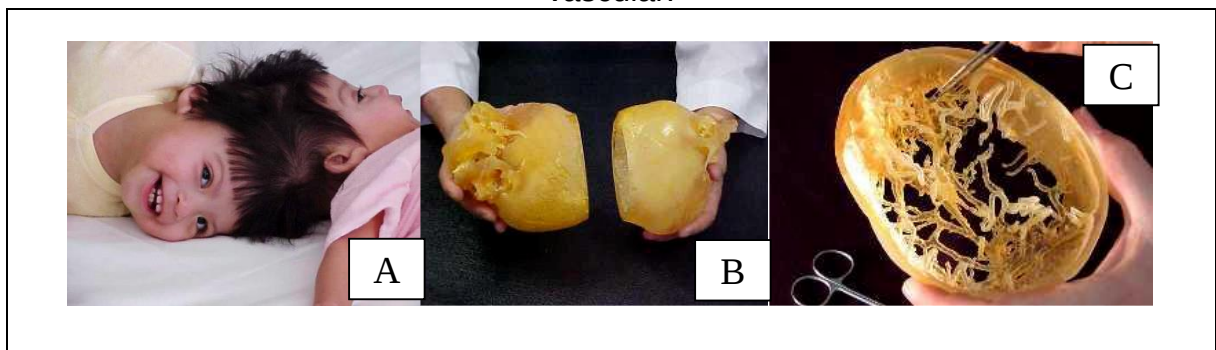
Dados recentes da oferta mundial do Departamento Alternativa de Produção Mineral (DNPM) relatam que em 2013, a produção mundial de gipsita foi de 160 milhões de toneladas (Mt), um aumento em torno de 5.3% em relação ao ano anterior. Segundo o DNPM o Brasil é o maior produtor da América do Sul e o 11º do ranking mundial, com uma produção em torno de 3.3 Mt anual. A gipsita pode ser utilizada em vários setores da indústria, seja na forma natural para aplicações de enriquecimento de solo na agricultura e indústria de cimento, como também na forma mais conhecida como gesso, para aplicações na construção civil, materiais ortopédicos, na odontologia (DA LUZ; LINS, 2005) e recentemente na fabricação de biomodelos e protótipos através da prototipagem rápida devido ao seu baixo custo (MEIRA, 2013).

3.1.5 Casos de sucesso utilizando Biomodelos

Conhecidas como as “Pequenas Marias”, as gêmeas Maria Teresa e Maria de Jesus Quiej Alvarez da Guatemala, nasceram unidas pelo crânio (conjugadas do tipo craniópagos) e foram separadas cirurgicamente pelos médicos Dr. Henry Kawamoto e Dr. Jorge Lazareff, mais uma equipe de 50 profissionais da medicina, no hospital *Mattel Childrens* da Universidade da Califórnia (*UCLA*) através do auxílio de um biomodelo, fato que promoveu grande destaque na mídia interalternativa no ano de 2002 (FOGGIATTO, 2006 citado por GOUVEIA, 2009).

Através de imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética foi possível a confecção de biomodelos da parte óssea e vascular (figura 13) utilizando uma Impressora a Jato de Tinta da empresa *Objet*. Segundo relatos da equipe envolvida na cirurgia, um estudo aprofundado da anatomia das pacientes, inclusive a revelação de detalhes que não estavam aparentes nos exames realizados previamente, só puderam ser estudados através dos biomodelos, fator determinante para o sucesso da cirurgia.

Figura 13 – A) As pacientes, B) os biomodelos dos crânios e C) biomodelo da parte vascular.



Fonte: Biomodel (2015).

Outro caso que proporcionou uma grande repercussão sobre a utilização de um biomodelo foi o da criança Mina Khan, que nasceu com uma doença congênita no coração, a qual causa um defeito ou malformação nas estruturas ou veias do coração. Neste caso especial, o coração da paciente possuía uma cavidade nas paredes internas. Através de imagens médicas do órgão da paciente, o médico Dr. Tariq Hussain conseguiu confeccionar um biomodelo do coração (figura 14). A cirurgia reparadora foi realizada com sucesso, devido a utilização do biomodelo.

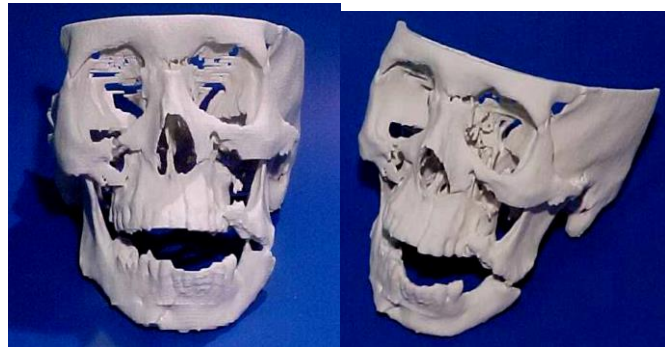
Figura 14 – Biomodelo do coração de Mina Khan com a cavidade interna revelada.



Fonte: BBC (2015)

Gouveia (2009) cita sobre um paciente atendido pelo Dr. César Oleskovicz no Hospital da Base de Brasília, que sofreu múltiplas fraturas no rosto devido a um espancamento. Um biomodelo com as fraturas foi confeccionado através da técnica SLS para o planejamento cirúrgico (figura 15).

Figura 15 – Biomodelo confeccionado através da técnica SLS com múltiplas fraturas faciais.



Fonte: Gouveia (2009).

Após o planejamento cirúrgico (figura 16), é possível observar a seleção e adaptação de placas e parafusos de titânio, a fim de reduzir e fixar as fraturas faciais.

Figura 16 – Biomodelo após o planejamento cirúrgico.

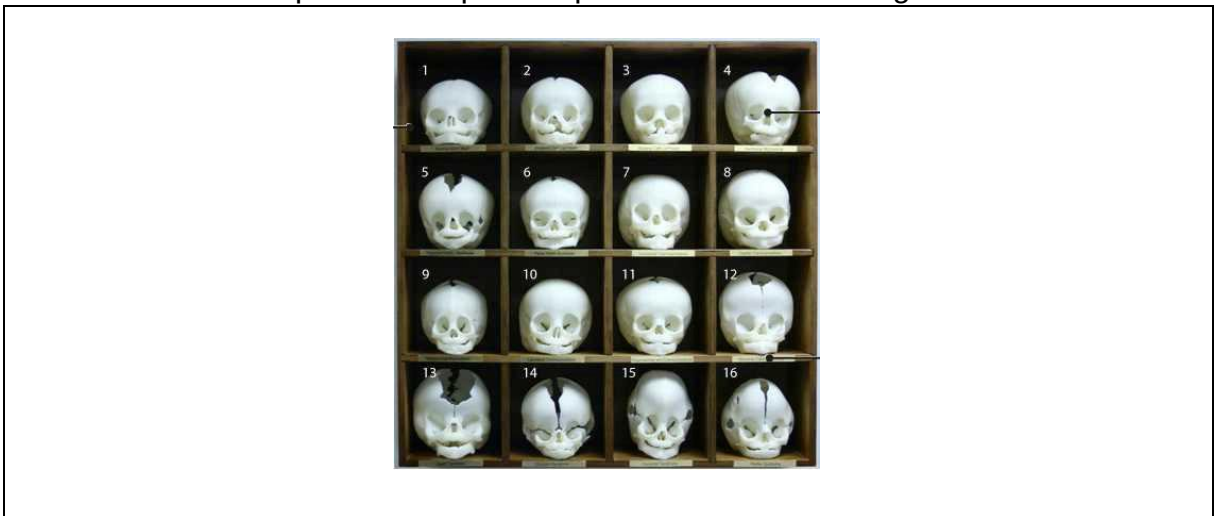


Fonte: Gouveia (2009).

Utilizando esta técnica de biomodelagem para o planejamento cirúrgico, o cirurgião decidiu realizar o procedimento corretivo em duas intervenções cirúrgicas, devido à complexidade das fraturas, como também o risco da cirurgia e o desconforto gerado para o paciente.

Os biomodelos também vêm sendo utilizados como instrumentos para o auxílio didático. Anomalias raras podem ser confeccionadas através de biomodelos e futuramente ser utilizadas como uma biblioteca física de casos. Uma das primeiras coleções disponíveis de modelos anômalos foi produzida pela empresa *Medical Modeling* (figura 17), e consistem em dezesseis modelos infantis com lábio leporino, palato aberto e síndrome de Carpenter (*GOUVEIA, 2009*).

Figura 17 – Biomodelos infantis utilizados para o estudo de síndromes e anomalias, produzidos pela empresa *Medical Modeling*.



Fonte: Medicalmodelinghtml (2015)

Atualmente no Japão, médicos cirurgiões realizam intervenções reais em pacientes enquanto estudantes de medicina realizam a mesma cirurgia em biomodelos (figura 18). Segundo Naohiro Uozumi, estudante de medicina, treinar em um modelo cria um ambiente muito próximo ao de uma operação real em um corpo humano e isto não existia até agora.

Empresas como a *Fasotec Co*, proporcionam estes tipos de biomodelos para hospitais em Tokyo.

Figura 18 – Na mesma sala de cirurgia, médicos realizam uma cirurgia real da retirada de um tumor no pulmão do paciente, enquanto alunos de medicina fazem a mesma intervenção cirúrgica em um biomodelo, como uma aula prática.



Fonte: RS21 (2015)

No momento, estes biomodelos estão proporcionando aos estudantes, oportunidades de aperfeiçoar suas habilidades antes de realmente começarem a salvar vidas. No futuro próximo, a biomodelagem alcançará o nível de bioimpressão de órgãos e será um fator determinante para proporcionar longevidade aos seres humanos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 PREPARAÇÃO DA MATÉRIA-PRIMA ALTERNATIVA

O pó para manufatura deve possuir fluidez para uma distribuição homogênea, alto empacotamento das partículas para maximizar a densidade dos manufaturados, que não seja higroscópico, que a espessura da camada deve ser maior do que as dimensões dos aglomerados e que possua bom acabamento superficial após a camada ser depositada. Sendo assim, este trabalho foi baseado na composição de 94 Vol.% de gesso em pó, 5 Vol.% de ligante e 1 Vol.% de agente higroscópico recomendada por Meira (2013).

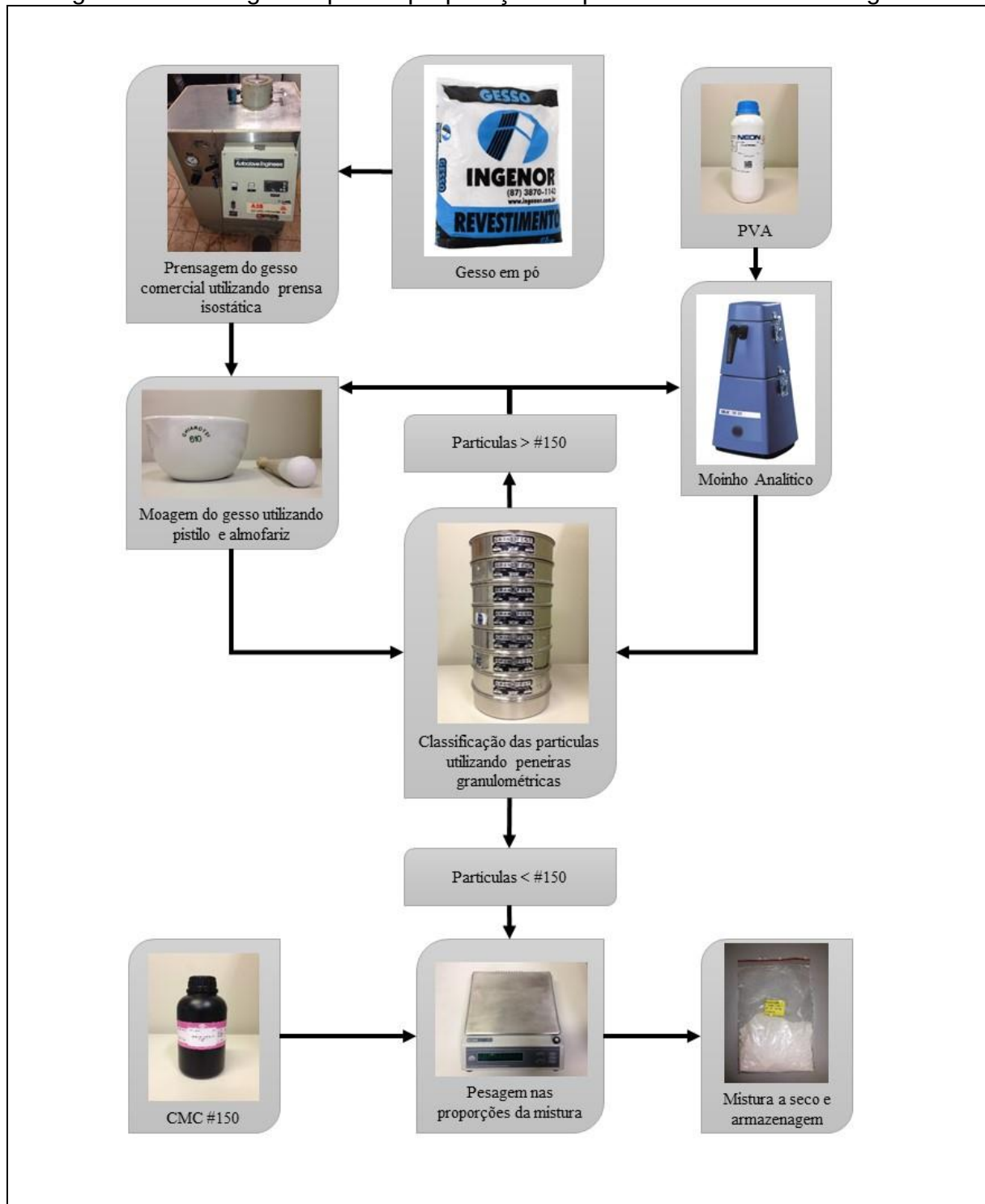
O ligante utilizado neste trabalho foi o Poli (Vinil Álcool), conhecido também como Álcool Polivinílico (PVA), que atua como um aglomerante das pequenas partículas de gesso, e o agente higroscópico utilizado foi o Carboximetilcelulose (CMC), que atua como um absorvente de excesso de água.

Os materiais utilizados para a preparação da matéria-prima alternativa foram:

- Gesso em pó da marca Ingenor;
- Álcool Polivinílico (PVA) da marca NEON;
- Carboximetilcelulose (CMC) da marca Synth;
- Peneira granulométrica de #150 mesh da marca Granutest;
- Pistilo e almofariz cerâmicos;
- Balança digital BG8000 da marca GEHAKA;
- Prensa isostática da marca Autoclave Engineers;
- Moinho analítico M20 Universal da marca Iko.

As etapas do processo de preparação da matéria-prima alternativa foram desenvolvidas conforme o fluxograma da figura 19 nos laboratórios da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Figura 19 - Fluxograma para a preparação do pó alternativo a base de gesso.



Fonte: Próprio autor.

O gesso vendido comercialmente possui tamanhos de partículas menores do que o gesso utilizado para prototipagem rápida, pois o processo que o transforma em pó necessita de um rigoroso controle, devido a suas diversas aplicações de acabamento na construção civil, na fabricação de moldes para odontologia, entre

outros. Sendo assim, o pó de gesso foi compactado utilizando uma prensa isostática a uma pressão de 30 MPa, para posteriormente ser moído manualmente utilizando um pistilo e almofariz de cerâmica, com o objetivo de se obter pó de gesso no tamanho de partículas em torno de 0.105mm, que são aproximadamente a espessura das camadas manufaturadas. Para isso o pó de gesso recém-moído foi peneirado e as partículas que não passaram pela abertura da malha foram moídas novamente. O mesmo procedimento foi utilizado para as partículas de PVA, mas não é possível moer as partículas manualmente, logo foi necessária a utilização de um moinho analítico. Em seguida, as partículas de gesso e PVA que passaram pela abertura da peneira de #150 e o CMC que já se encontra na forma física desejada foram pesados em uma balança digital nas proporções da composição desejada. A mistura a seco foi realizada dentro de um vasilhame.

4.2 CARACTERIZAÇÃO DAS MATÉRIAS PRIMAS

Para a caracterização dos pós foram realizadas análises por meio de técnicas de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), a fim de verificar a morfologia dos grãos.

As imagens das amostras de pós foram obtidas através do equipamento EVO LS15 Zeiss® localizado no Laboratório Multiusuário de Microscopia Eletrônica de Varredura da FE/IS – UNESP.

O material comercial, utilizado para a comparação neste estudo, foi produzido pela empresa Zcorporation™ e gentilmente cedido pelo Instituto Nacional de Biofabricação (INCT – BIOFABRIS) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Algumas informações sobre sua composição podem ser vistas na tabela 6.

Tabela 6 – Composição do material comercial.

Ingredientes	Peso aproximado em %
Gesso que contém Sílica Cristalina	50 – 95%
Polímero Vinílico	2 – 20%
Carboidrato	1 – 20%
Sulfato de sal	1 – 20%

Fonte: Docstoc.com (/2015).

4.3 CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS

As amostras foram produzidas por meio da técnica de impressão tridimensional, utilizando o equipamento ZPrinter 310 PLUS da empresa *ZCorporation*TM, localizada no INCT-BIOFABRIS – UNICAMP. A Figura 20 apresenta a imagem do equipamento.

Parâmetros de processo e algumas características da máquina estão apresentados na tabela 7. Foram obtidos 60 corpos de prova (figura 21) nas dimensões: 6x4x40mm (flexão) e Ø7x14mm (compressão) segundo as normas C1161-13 e C1424-10 respectivamente para a matéria-prima comercial e mais 60 para a matéria-prima alternativa.

Figura 20 - Impressora ZPrinter 310 Plus.



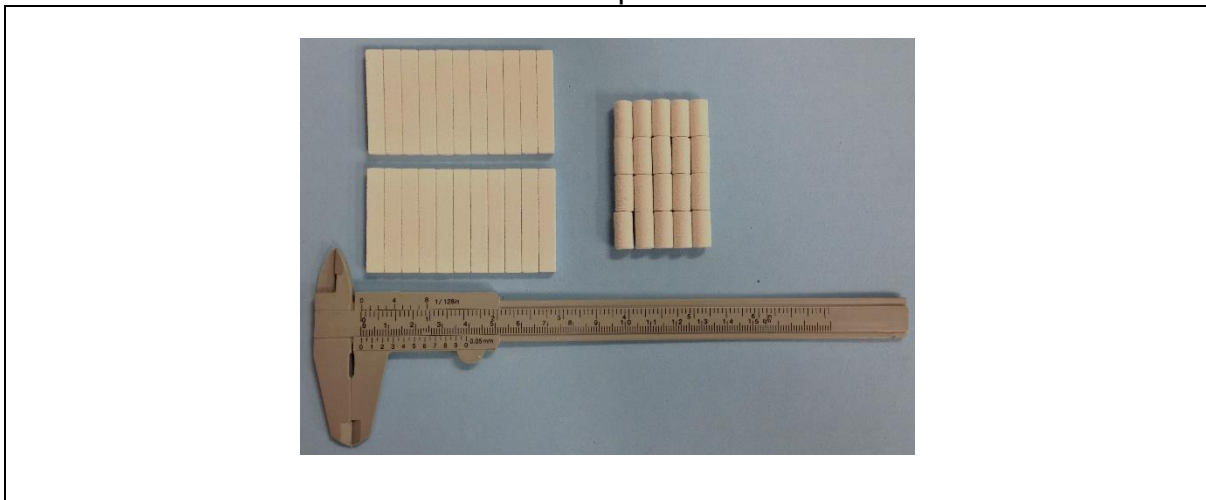
Fonte: Próprio autor.

Tabela 7 - Parâmetros e características da máquina ZPrinter 360 Plus.

Cor	Monocromática
Resolução	300x450 dpi
Velocidade de impressão vertical	25 mm/h
Dimensões do reservatório de impressão	203x254x203 mm
Formatos de arquivos para impressão	STL, VRML, PLY, 3DS, ZPR
Dimensões do equipamento	74x86x109 cm
Espessura de camada	0,089 – 0,203 mm
Tolerância dimensional dos manufaturados	±1,0% ou ± 0.1270 mm
Estratégia de construção	XY

Fonte: ZPrinter® 310 Plus Hardware Manual (2015)

Figura 21 – Corpos de prova para ensaios de flexão e compressão impressos através da técnica de impressão tridimensional.



Fonte: Próprio autor.

Segundo Meira (2013), o *binder* (aglutinante) utilizado para a fabricação das camadas, composto de agentes reativos, emolientes, lubrificantes e estabilizantes (90 Vol.% de água destilada, 5 Vol.% de álcool isopropílico, 4,5 Vol.% de glicerina e 0,5 Vol.% de extran) atende satisfatoriamente para a realização deste trabalho.

O banho dos manufaturados em resina de cianoacrilato para aumento da resistência mecânica é prática comum para a maioria dos biomodelos feitos de materiais cerâmicos, sendo assim os corpos de prova foram divididos em duas condições: resinados (com banho em resina de cianoacrilato TEKBOND® 721 de baixíssima viscosidade, em torno de 1,5 a 5 CPS) e como manufaturado (peças verdes).

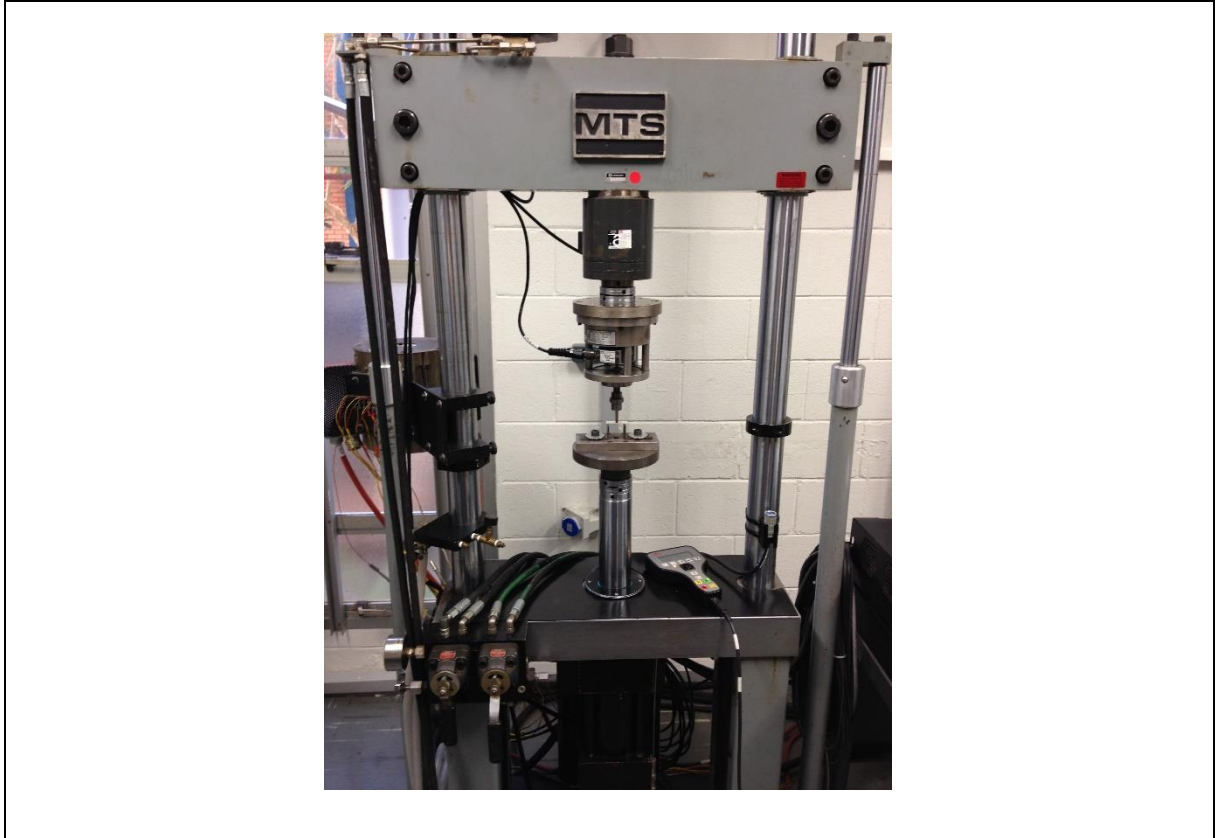
4.4 CARACTERIZAÇÃO DAS AMOSTRAS

Para a caracterização das amostras obtidas, foram realizadas análises por meio da técnica de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) com a finalidade de verificar a superfície e a porosidade dos materiais.

Foram realizados ensaios de compressão e flexão em três pontos para a caracterização mecânica dos manufaturados utilizando o equipamento MTS 810 com uma célula de carga modelo 661.12A-07 com capacidade para 150KgF da fabricante

MTS (Figura 22) localizado no Laboratório de Ensaios Mecânicos do DEMM/FEM da UNICAMP.

Figura 22 – Máquina universal de ensaios MTS 810.



Fonte: Próprio autor.

Para as análises físicas de densidade e fidelidade dimensional foram utilizadas uma balança de precisão AS5500C Marconi localizada no laboratório de Convecção natural e escoamento bifásico da FE/IS – UNESP e um paquímetro da marca Mitutoyo.

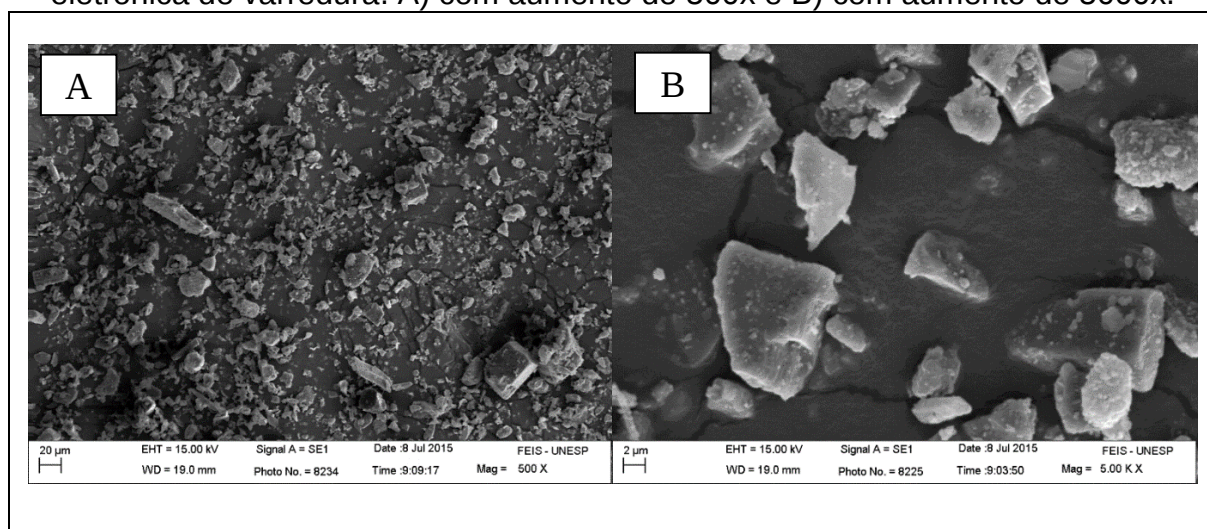
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 CARACTERIZAÇÃO DAS MATÉRIAS PRIMAS

5.1.1 Microscopia Eletrônica de Varredura das Matérias Primas

Para as análises de microscopia eletrônica de varredura foi necessário metalizar as amostras com uma cobertura de ouro através da técnica *sputtering*. A figura 23 mostra os aspectos da matéria-prima comercial observada através da microscopia eletrônica de varredura.

Figura 23 – Partículas da matéria-prima comercial observadas por microscopia eletrônica de varredura. A) com aumento de 500x e B) com aumento de 5000x.



Fonte: Próprio autor.

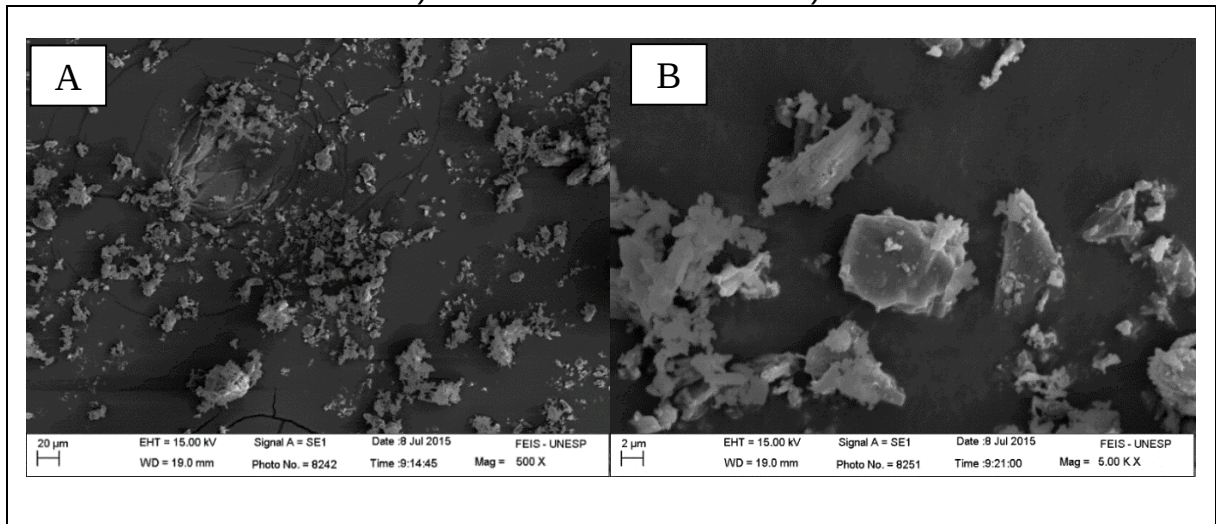
Observa-se que as partículas não possuem uma geometria definida, como também estão distribuídas majoritariamente em partículas pequenas e algumas outras maiores.

Segundo Zavaglia (2011), análises feitas no material comercial pelo Prof. Carlos Alberto Fortulan da EESC-USP comprovaram que a geometria das partículas não é arredondada, porém apresentam uma distribuição granulométrica bimodal em torno de 10 μ m e 50 μ m, característica que proporciona promover uma boa fluidez e bom empacotamento das partículas após a prototipagem.

Segundo Budding (2013) o tamanho das partículas do material comercial está distribuído entre 0,4 μ m e 120 μ m, e com uma média de 46,33 μ m.

A figura 24 mostra os aspectos da matéria-prima alternativa observada através da microscopia eletrônica de varredura.

Figura 24 - Partículas da matéria-prima alternativa observadas por microscopia eletrônica de varredura. A) com aumento de 500x e B) com aumento de 5000x.



Fonte: Próprio autor.

Verifica-se que as partículas não possuem geometria arredondada e em sua grande maioria são compostas por um aglomerado de partículas pequenas ou partículas grandes junto a outras menores. O ligante presente neste composto aglomerou as pequenas partículas do gesso, aumentando assim o contato do aglutinante com o pó na fabricação das camadas.

5.2 CARACTERIZAÇÃO DAS AMOSTRAS

5.2.1 Caracterização Mecânica dos Materiais

5.2.1.1 CONDIÇÃO COMO MANUFATURADO

A tabela 8 mostra as médias e os desvios dos resultados obtidos nos ensaios de compressão e flexão, como também as variações dimensionais das amostras na condição como manufaturado e a tabela 9 mostra as médias de densidade das amostras.

Tabela 8 – Médias e desvios dos resultados obtidos nos ensaios de compressão e flexão das amostras na condição como manufaturado.

Matéria-Prima	Ensaio de Compressão			Ensaio de Flexão			
	Diâmetro (mm)	Altura (mm)	Tensão Máxima (MPa)	Comprimento (mm)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Tensão Máxima (MPa)
Comercial	7,15±0,05	14,30±0,00	1,87±0,19	40,25±0,06	6,28±0,06	4,12±0,04	1,46±0,21
Alternativa	7,12±0,07	14,40±0,00	0,45±0,06	39,97±0,06	6,30±0,03	4,28±0,06	0,64±0,10

Fonte: Próprio autor.

Tabela 9 – Densidade média das amostras na condição como manufaturado.

Matéria-prima	Densidade (g/cm ³)
Comercial	1,17
Alternativa	0,82

Fonte: Próprio autor.

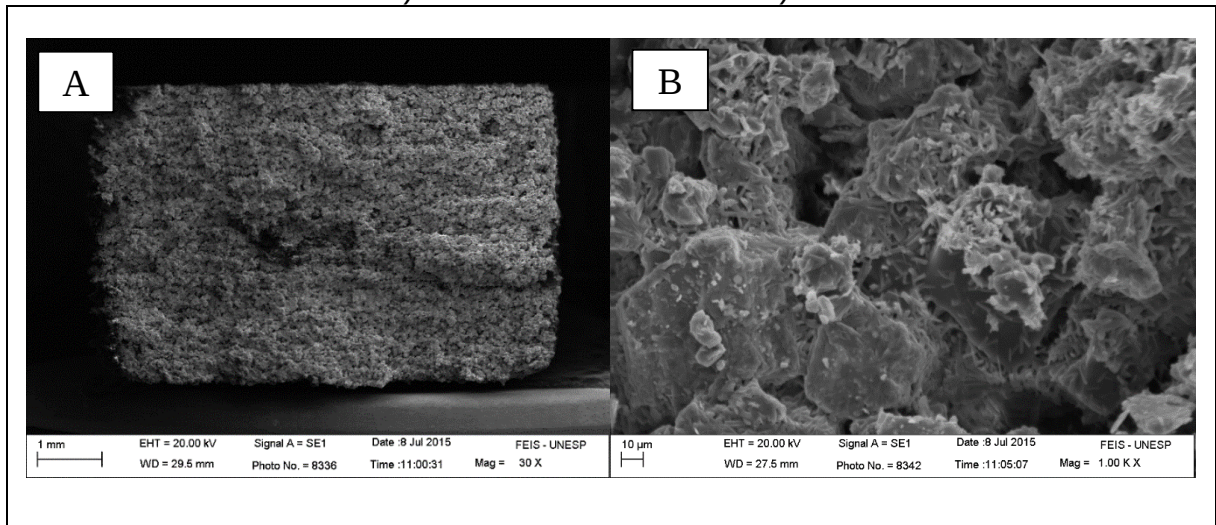
Segundo Meira (2013) a resistência à flexão média com desvio padrão de manufaturados a base de gesso com ligante Poli (Vinil Butiral), também conhecido como PVB, na granulometria entre 200 a 400 mesh, se encontra em torno de 0,205±0,045 MPa com densidade média de 0,644 g/cm³. Pode-se observar na tabela 8 que o valor de resistência a flexão médio com desvio padrão para o composto proposto neste trabalho, a base de gesso e ligante Álcool Polivinílico (PVA), na granulometria de 150 mesh se encontra em torno de 0,64±0,10 MPa (aproximadamente três vezes maior), valor muito satisfatório, visto que não foi atingido a granulometria recomendada.

O ligante escolhido para este trabalho mostrou um desempenho melhor na aglomeração das pequenas partículas de gesso como pode ser visto na figura 24 (seção 5.1.1), aumentando assim o contato da água com o gesso, proporcionando uma reação química melhor, consequentemente aumentando a resistência e a densidade dos manufaturados.

O material alternativo proposto neste trabalho atingiu valores de resistência mecânica e densidade inferiores ao material comercial, mas garantiu resistência suficiente para o manuseio das peças, característica determinante para aplicação em biomodelos ou protótipos.

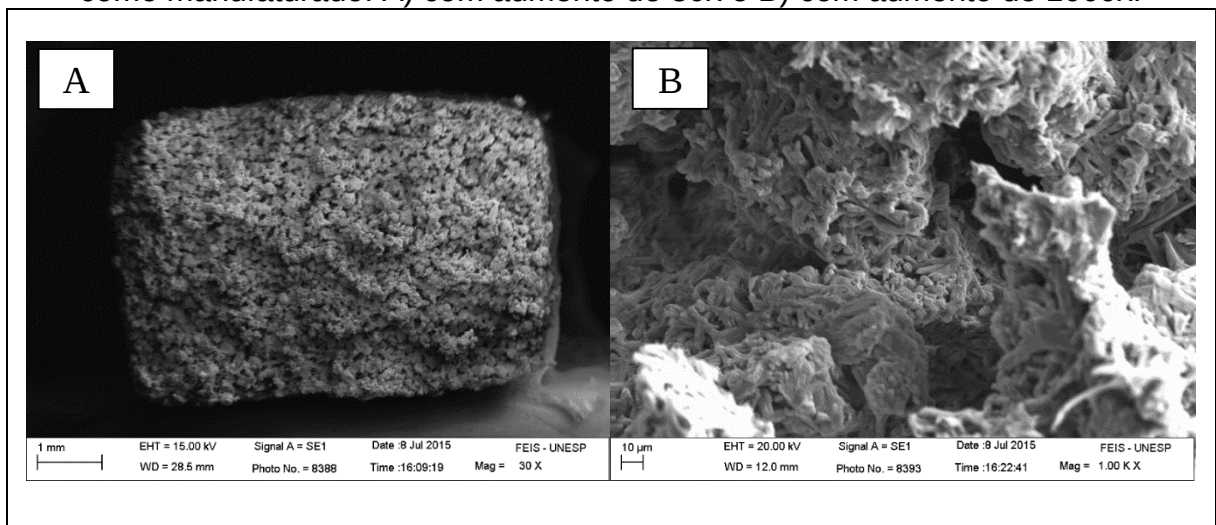
Para as análises de microscopia eletrônica de varredura foi necessário metalizar as amostras com uma cobertura de ouro através da técnica *sputtering*. As figuras 25 e 26 mostram a região de fratura das amostras na condição como manufaturado através da microscopia eletrônica de varredura.

Figura 25 – Região de fratura da amostra com matéria-prima comercial na condição como manufaturado. A) com aumento de 30x e B) com aumento de 1000x.



Fonte: Próprio autor.

Figura 26 – Região de fratura da amostra com matéria-prima alternativa na condição como manufaturado. A) com aumento de 30x e B) com aumento de 1000x.



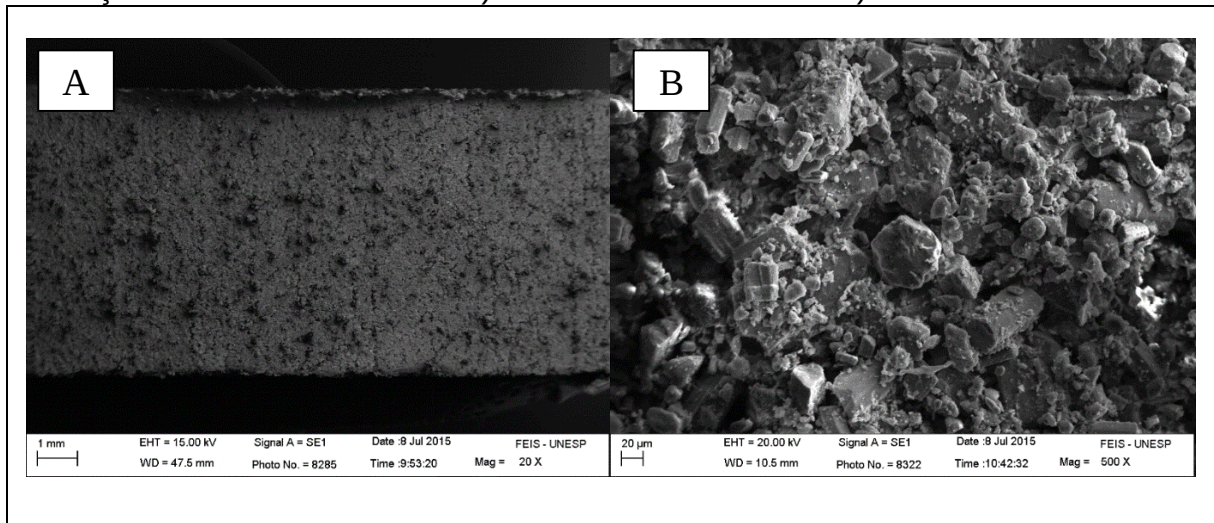
Fonte: Próprio autor.

É possível observar grande porosidade nas amostras dos dois materiais, porém nos manufaturados com material comercial, após o contato do *binder* sobre as

camadas, os aglomerados ficaram menores e mais uniformes do que os aglomerados presentes nos manufaturados com material alternativo, aumentando significativamente a sua densidade e resistência mecânica.

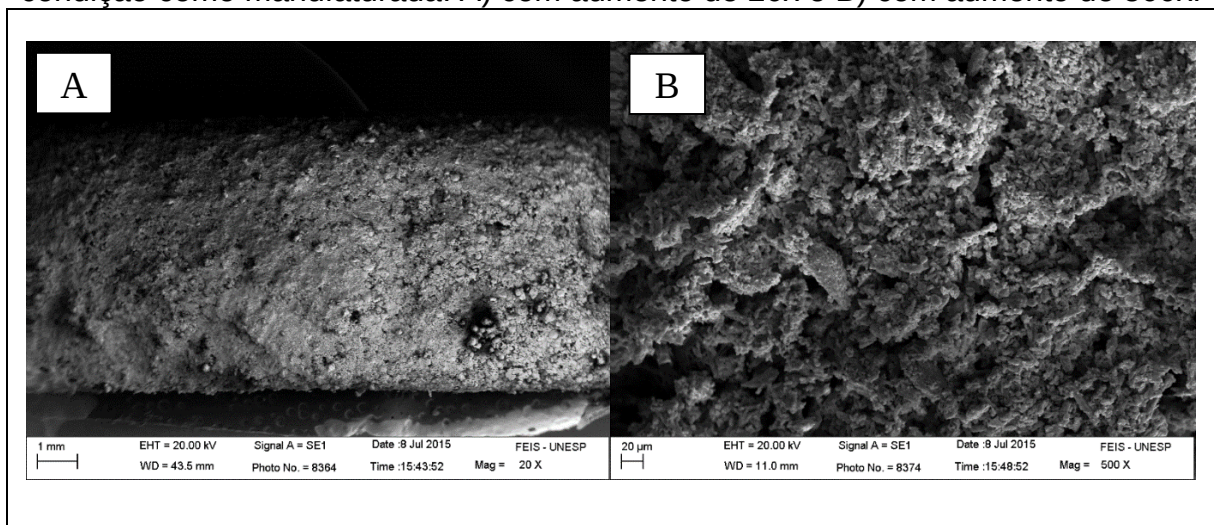
As figuras 27 e 28 mostram a região da superfície das amostras na condição como manufaturados através da microscopia eletrônica de varredura.

Figura 27 – Região da superfície da amostra com matéria-prima comercial na condição como manufaturada. A) com aumento de 20x e B) com aumento de 500x.



Fonte: Próprio autor.

Figura 28 - Região da superfície da amostra com matéria-prima alternativa na condição como manufaturada. A) com aumento de 20x e B) com aumento de 500x.



Fonte: Próprio autor.

É possível observar que as amostras com material comercial possuem uma superfície regular e arestas mais bem definidas (não abaulamento dos cantos vivos), por este fato a construção das camadas, quase que por toda sua extensão, tiveram uma espessura mais homogênea e regular, aproximando o valor médio da altura ($14,30 \pm 0,00$ mm) e espessura ($4,12 \pm 0,04$ mm) para o valor das dimensões do projeto virtual (altura igual a 14 mm e espessura igual a 4 mm).

5.2.1.2 CONDIÇÃO RESINADA

A tabela 10 mostra as médias e os desvios dos resultados obtidos nos ensaios de compressão e flexão, como também as variações dimensionais das amostras na condição resinado e a tabela 11 mostra as médias de densidade das amostras.

Tabela 10 – Médias e desvios dos resultados obtidos nos ensaios de compressão e flexão das amostras na condição resinado.

Matéria-Prima	Ensaio de Compressão			Ensaio de Flexão			
	Diâmetro (mm)	Altura (mm)	Tensão Máxima (MPa)	Comprimento (mm)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Tensão Máxima (MPa)
Comercial	$7,36 \pm 0,07$	$14,34 \pm 0,05$	$17,40 \pm 1,90$	$40,41 \pm 0,05$	$6,54 \pm 0,06$	$4,24 \pm 0,10$	$9,65 \pm 1,11$
Alternativa	$7,43 \pm 0,09$	$14,30 \pm 0,00$	$18,56 \pm 0,96$	$40,09 \pm 0,12$	$6,62 \pm 0,08$	$4,54 \pm 0,07$	$11,76 \pm 1,09$

Fonte: Próprio autor.

Tabela 11 – Densidade média das amostras na condição resinado

Matéria-prima	Densidade (g/cm ³)
Comercial	1,42
Alternativa	1,18

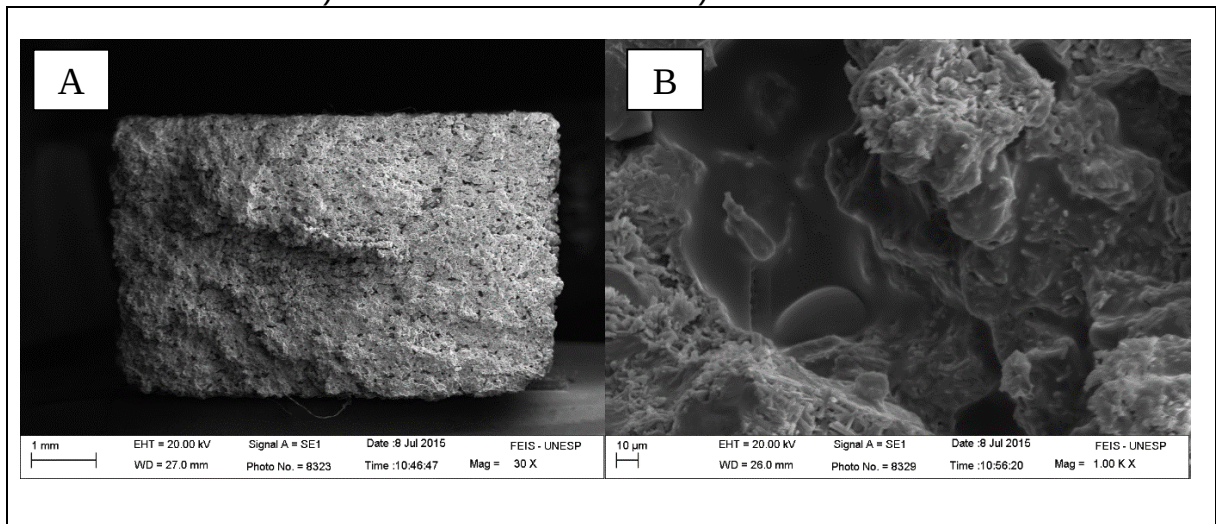
Fonte: Próprio autor.

Pode se observar na tabela 10 que os valores médios com desvio padrão da resistência a compressão e flexão das amostras com matéria-prima alternativa foram maiores do que os manufaturados com matéria-prima comercial, devido ao fato do material alternativo ter um aumento maior da sua densidade média com a absorção da resina de cianoacrilato em relação ao material comercial (comparar tabelas 9 e 11). A resina de cianoacrilato no seu estado endurecido oferece uma resistência mecânica

muito maior do que a do gesso. Não foram encontrados dados na literatura para comparar com os valores obtidos.

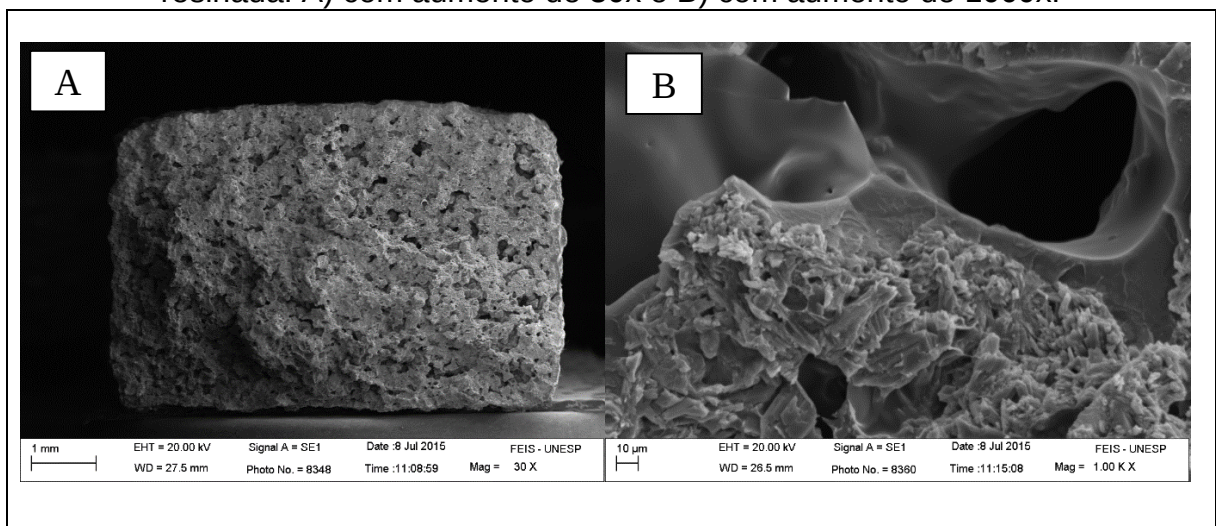
As figuras 29 e 30 mostram a região de fratura das amostras na condição resinada através da microscopia eletrônica de varredura.

Figura 29 – Região de fratura da amostra com matéria-prima comercial na condição resinada. A) com aumento de 30x e B) com aumento de 1000x.



Fonte: Próprio autor.

Figura 30 – Região de fratura da amostra com matéria-prima alternativa na condição resinada. A) com aumento de 30x e B) com aumento de 1000x.



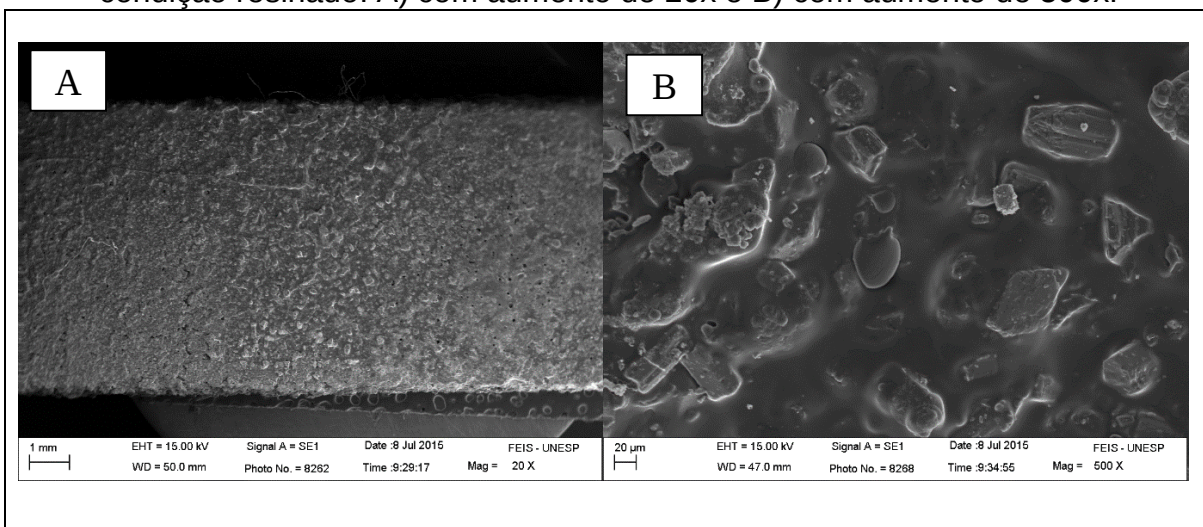
Fonte: Próprio autor.

As imagens evidenciam que as amostras de ambas as matérias-primas, absorveram a resina de cianoacrilato em seu interior, devido a sua baixíssima viscosidade. Foi possível identificar maior concentração da resina próxima na

superfície do que na região central, devido ao fato da resina se aderir aos aglomerados e perdendo a capacidade de escoar dentro do material. Em algumas regiões a resina de cianoacrilato ocupou parcialmente ou totalmente a cavidade dos poros, ou seja, a porosidade se mostrou benéfica.

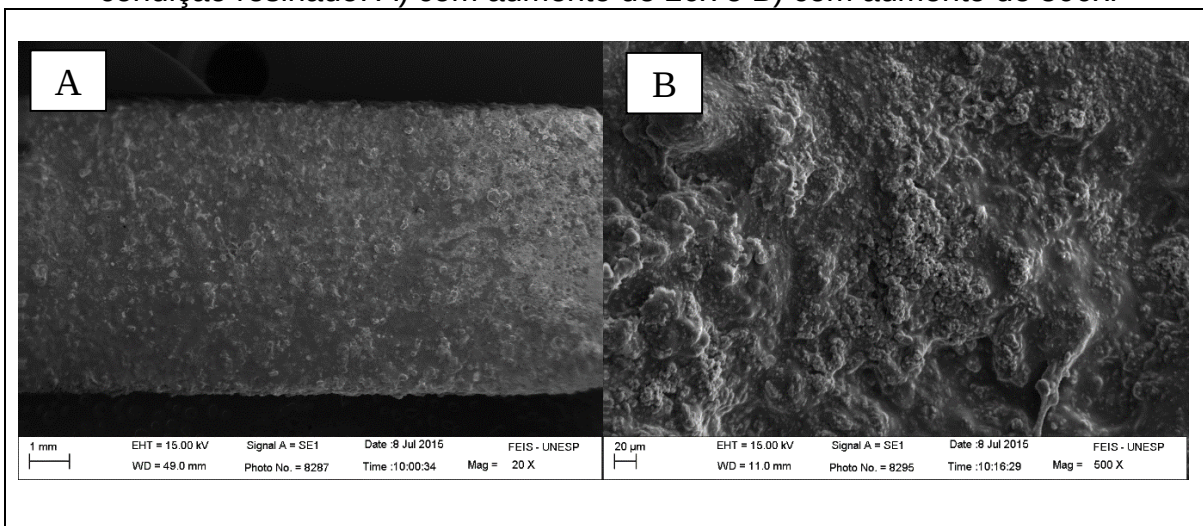
As figuras 31 e 32 mostram a região da superfície das amostras na condição resinado através da microscopia eletrônica de varredura.

Figura 31 - Região da superfície da amostra com matéria-prima comercial na condição resinado. A) com aumento de 20x e B) com aumento de 500x.



Fonte: Próprio autor.

Figura 32 - Região da superfície da amostra com matéria-prima alternativa na condição resinado. A) com aumento de 20x e B) com aumento de 500x.



Fonte: Próprio autor.

As imagens com aumento de 20x mostram que não existe grande diferença entre os manufaturados neste aumento, porém quando se faz aumentos maiores, é

possível observar que a cola criou um filme sobre partículas. Quando se utiliza a peneira de #150 para selecionar as partículas e não uma faixa entre granulometrias, todas as partículas menores passam pela malha, ou seja, partículas muito menores que 0,105 mm estão presentes dentro do material alternativo, por este motivo a superfície do material alternativo se mostra mais irregular.

Realizando uma análise comparativa de densidade e tensões entre as amostras como manufaturadas e as amostras submetidas ao pós-processamento, temos que o desempenho do material alternativo é tão eficiente quanto o material comercial amplo aceito pelo mercado, como pode ser visto na tabela 12.

Tabela 12 – Tabela comparativa entre os materiais.

Matéria-prima	Amostras como manufaturada	Amostras Resinadas	Ganho
	Ensaio de Compressão Tensão Máxima (Mpa)		
Comercial	1,87	17,4	830%
Alternativo	0,45	18,56	4024%
	Ensaio de Flexão Tensão Máxima (Mpa)		
Comercial	1,46	9,65	561%
Alternativo	0,64	11,76	1738%
	Densidade (g/cm³)		
Comercial	1,17	1,42	21%
Alternativo	0,82	1,18	44%

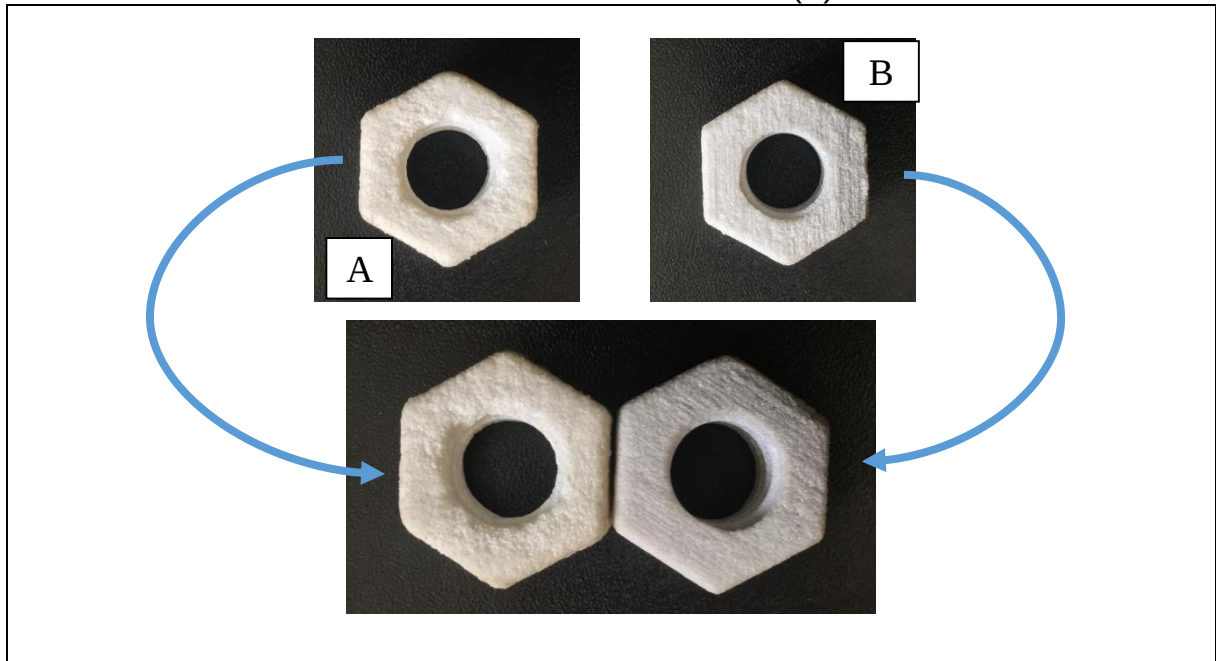
Fonte: Próprio autor.

Visto que o banho em resina é prática comum, o material alternativo com suas características singulares, proporciona um ganho maior de aproximadamente 4,4 vezes em relação a resistência de compressão e 2,8 vezes em relação a resistência de flexão com o pós-processamento, devido ao fato da sua grande capacidade de absorver resina, em torno de 2,1 vezes mais, do que o material comercial.

5.3 IMPRESSÃO DE EXEMPLOS

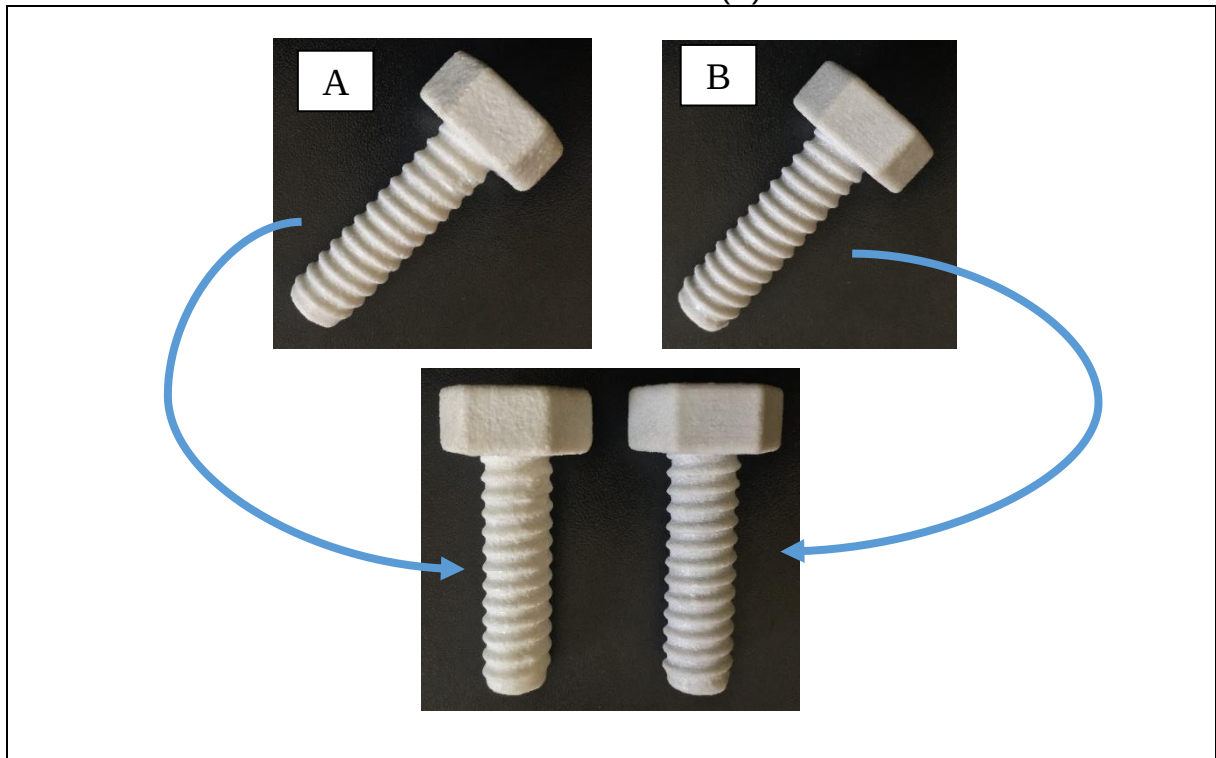
Alguns exemplos (figuras 34, 35 e 36) foram impressos para demonstrar a grande similaridade em relação a superfície e aos limites dimensionais entre as matérias-primas em seu resultado final.

Figura 34 – Impressão de uma porca com rosca utilizando material alternativo (A) e utilizando material comercial (B).



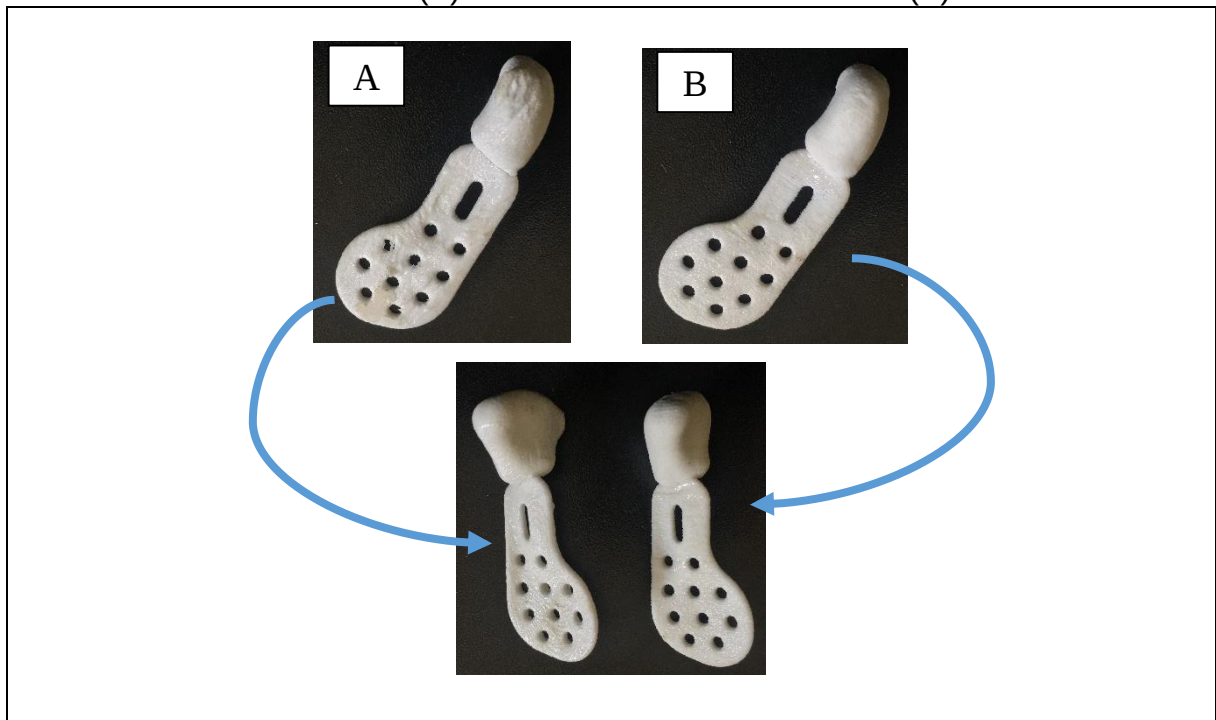
Fonte: Próprio autor.

Figura 35 – Impressão de parafuso utilizando material alternativo (A) e utilizando material comercial (B).



Fonte: Próprio autor.

Figura 36 – Protótipo de uma prótese para substituir o côndilo utilizando material alternativo (A) e utilizando material comercial (B).



Fonte: Próprio autor.

6 CONCLUSÕES

Primeiramente, o composto proposto para este trabalho promoveu com sucesso a manufatura de peças e proporcionou resistência mecânica suficiente para o manuseio das mesmas, característica determinante para um material alternativo aplicado a máquinas de impressão tridimensional, caso contrário seria impossível a retirada dos manufaturados da plataforma de impressão.

As pequenas partículas do gesso foram aglomeradas com sucesso devido a presença de 5% em peso do ligante PVA, que se mostrou mais eficiente do que o ligante PVB, proporcionando assim uma reação química melhor devido ao acesso à água contida no *binder*. Sendo assim, os manufaturados obtiveram uma resistência mecânica e densidades maiores.

As amostras com material comercial na condição como manufaturados obtiveram uma resistência mecânica e densidade superior do que manufaturados com material alternativo.

As amostras com material alternativo na condição resinado obtiveram uma resistência mecânica maior do que os manufaturados com material comercial, mesmo com a densidade menor. Neste caso a porosidade do material se mostrou benéfica para a infiltração da resina.

Para a composição do composto alternativo foi gasto, no ano de 2015, em torno de R\$5,17 por kg, enquanto o material comercial custa em torno de 121 vezes mais. A grande diferença de custos entre os materiais, demonstram que é possível viabilizar a técnica de impressão tridimensional utilizando materiais alternativos para se obter biomodelos, visto que para a produção da matéria-prima alternativa não há necessidade de mão de obra qualificada e utilizando métodos e equipamentos industriais é possível ter um aumento expressivo na produção.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para a continuidade deste trabalho, algumas sugestões estão indicadas a seguir:

- Fabricar um composto com a mesma composição com granulometria menores e mais bem controladas, como por exemplo faixas entre 200 e 325 mesh ou 325 e 400 mesh;
- Fazer as comparações entre o material comercial e os materiais nacionais com ligantes diferentes;
- Utilizar diferentes técnicas de banho e tipos de resinas, com diferentes bases, como por exemplo resinas a base de PVA;
- Utilizar gesso odontológico (menor coeficiente de expansão) para verificar se há vantagem em relação ao gesso de construção civil;
- Utilizar métodos industriais de produção, como também desenvolver métodos laboratoriais mais eficientes para a produção do material alternativo.

REFERÊNCIAS

3D SYSTEMS. [S. l.: s. n.], 2015. Disponível em: <www.3dsystems.com>. Acesso em: 23 mar. 2015.

ANTAS, A. F. F. **Utilização das tecnologias de prototipagem rápida na área médica**. 2007. 130 f. Dissertação (Mestrado em Design Industrial) - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos, Porto, 2007.

BEAMAN, J.J.; MARCUS, H. L.; BOURELL, D.L.; BARLOW, J.W.; CRAWFORD, R.H. **Solid freeform fabrication: a new direction in manufacturing**. London: Kluwer Academic Publishers, 1997. 330 p.

BESSA, J. S. **Prototipagem rápida: engenharia do produto**. São Paulo: Faculdade de Pitágoras, 2015. Disponível em: <<http://amigonerd.net/exatas/engenharia/prototipagem-rapida>>. Acesso em: 23 mar. 2015.

BIBB, R.; WINDER, J. A review of the issues surrounding three-dimensional computed tomography for medical modelling using rapid prototyping techniques. **Radiography**, Canterbury, v.16, n.1, p.78-83, 2010.

BUDDING, A.; VANEKER, T. H. J. New strategies for powder compaction in powder-based rapid prototyping techniques. **Procedia CIRP**, Amsterdam, v. 6, p. 527-532, 2013

BRITTO, C. E. S. **Influência da orientação da prototipagem no comportamento mecânico da liga ti-6al-4v produzida por sinterização direta de metais por laser**. 2015. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2015.

CAVALCANTI, M. G. P. **Diagnóstico por imagem da face**. São Paulo: Livraria Santos, 2008.

D'URSO, P.S. et al. Stereolithographic biomodelling in craniomaxillofacial surgery: a prospective trial. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Edinburgh, v.27, p.30-37, 1999.

DA LUZ, A. B.; LINS, F. A. F. **Rochas e minerais industriais: usos e especificações**. CETEM-MCT. Rio de Janeiro: A. B. DA LUZ; F. F. LINS, 2005. 727 p.

DEPARTAMENTO ALTERNATIVA DE PRODUÇÃO MINERAL. [S. l.: s. n.], 2015. Disponível em: <www.dnpm.gov.br/dnpm/sumarios/gipsita-sumario-mineral-2014>. Acesso em: 12 abr. 2015.

FALCÓN-ANTENUCCI, R. M. et al. avaliação das tensões na interface implante/coroa. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial**, Camaragibe, v. 8, n.3, p.49-56, 2008.

FERRAZ, E. G. **Efeito do processamento de reconstruções tridimensionais virtuais para confecção de biomodelos de prototipagem rápida**: estudo experimental em mandíbulas secas humanas. 2009. 81 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2009.

FOGGIATTO, J. A. O uso da prototipagem rápida na área médico-odontológica. **Revista Tecnologia e Humanismo**, Curitiba, ano 20, n. 30, p. 60-68, 2006.

FREITAS, E. P. **Placa projetada e otimizada por elementos finitos para tratamento de fratura mandibular em cães**. 2008, 76 f.. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2008.

GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v.12, n.2, 2007.

GOMIDE, R. B. **Fabricação de componentes injetados em insertos produzidos por estereolitografia**. 2000. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2000.

GOUVEIA, M. F. **Aplicação da prototipagem rápida no planejamento de cirurgias craniofaciais**. 2009. 180 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

GRELLMANN, D. A. **Utilização das tecnologias de estereolitografia e microfusão para aplicações em prototipagem rápida e ferramental rápido**. 2001. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2001.

KABAN, L. B. et al. Clinical application of curvilinear distraction osteogenesis for correction of mandibular deformities. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Maryland Heights, v. 67, n. 5, p. 996-1008, 2009.

KAI, C.C.; FAI, L. K.; SING, L. C. **Rapid protoyping**: principles and applications. 2. ed. World Scientif Pub., 2003. 448p.

KOCHAN, D. **Solid freeform manufacturing**: advanced rapid prototyping. Amsterdam: Elsevier science publishers, 1993.

KRUTH, J. P. Material incress manufacturing by rapid prototyping techniques. **CIRP Annals - Manufacturing Technology**, Amsterdam, v. 40, n. 2, p. 603-614, 1991.

LONGHITANO, G. A. **Estudo de tratamentos térmicos e acabamentos de superfície na liga ti-6Al-4V produzida via dmIs para aplicação em implantes.** 2015. 107 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2015.

MEIRA, C. R. et al. Desenvolvimento de pó à base de gesso e binder para prototipagem rápida. **Cerâmica**, São paulo, v. 59, n. 351, p. 401-408, 2013 . Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=s0366-69132013000300009&lng=en&nrm=iso>. Acesso em: 31 jul. 2015.

MEURER, E. et al. **Os biomodelos de prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial.** [S. l.]: Blog Ortodontia Contemporânea, 2015.

MIYASHITA, E. R. **Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar classe iv de aramany por meio da análise de elementos finitos.** 2008. 100 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Prótese Buco Maxilo Facial) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

NORITOMI, P. Y. et al. Construção de scaffolds para engenharia tecidual utilizando prototipagem rápida. **Revista Matéria**, Rio de Janeiro, v. 12, n. 2, p. 373-382, 2007.

OLIVEIRA, M. F. **Aplicações de prototipagem rápida em projetos de pesquisa.** 2008. 128 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

PHAM, D. T.; GAULT, R. S. A comparison of rapid prototyping technologies. **International Journal of Machine Tools & Manufacture**, New York, v. 38, p. 1257-1287, 1998.

PORTAL DO SOFTWARE PÚBLICO BRASILEIRO. [S. l.: s. n.], 2015. Disponível em: <www.cti.gov.br>. Acesso em: 19 mar. 2015.

ROCHA, T. L. **Resistência à corrosão eletroquímica da liga ti-6Al-4V prototipada para aplicações biomédicas.** 2013. 75 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2013.

SANTA BÁRBARA, A. **Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física: o software invsalius.** 2006. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006. 429 p.

SILVA, G. C., KAMINSKI, P. C. Prototipagem rápida aplicada às peças utilizadas em ensaios estáticos de embalagens para acondicionamento e transporte de peças automotivas. In: CONGRESSO E EXPOSIÇÃO INTERNACIONAIS DA TECNOLOGIA DA MOBILIDADE, 16., 2007, São Paulo. **Anais...** [S. l.: s. n.], 2007. p.1-9.

STRATASYS. [S. l.: s. n.], 2015. Disponível em: <www.stratasys.com>. Acesso em: 23 mar. 2015.

ULBRICH, C. B. L. **Inspeção por digitalização em aplicações de prototipagem rápida na medicina**. 2007. 287 f. Tese (Doutorado em engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

UPCRAFT, S. Fletcher, r. the rapid prototyping technologies. **Rapid Prototyping Journal**, Bingley, v. 23, n. 4, p. 318-330, 2003.

VOLPATO, N.; FERREIRA, C. V.; SANTOS, J. R. L. **Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações**. São Paulo: Edgard Blücher, 2007. 244 p.

WINDER, J.; BIBB, R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 63, n. 7. p.1006-1015, 2005.

WOHLERS T. **Wohlers report 2007**: state of the industry: annual worldwide progress report. [S. l.]: Wohlers Associates, 2007.

ZAVAGLIA, F. C. **Síntese, caracterização e processamento de beta fosfato tricálcico para manufatura de implantes personalizados**. 2011. 85 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2011.

ZCOORPORATION. [S. l.: s. n.], 2015. Disponível em: <www.zcorp.com>. Acesso em: 23 mar. 2015.

ZPRINTER 310 PLUS HARDWARE MANUAL. [S. l.: s. n.], 2007.