

CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS GERAIS



Dissertação de Mestrado

ADRIANA ZATTI LIMA

**BIOMODELOS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA COM ERROS
DIMENSIONAIS REDUZIDOS**

BELO HORIZONTE

2014



Adriana Zatti Lima

BIOMODELOS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA COM ERROS DIMENSIONAIS REDUZIDOS

Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de mestre.

Área de concentração: Ciência e Desenvolvimento de Materiais

Linha de Pesquisa: Biomateriais

Orientador: Prof. Sidney Nicodemos da Silva

BELO HORIZONTE

2014

Lima, Adriana Zatti
L732b Biodelos de prototipagem rápida com erros dimensionais
reduzidos / Adriana Zatti Lima. - 2014.
58 f. : il.; tabs. ; grafs ; fotos. –

Orientador: Sidney Nicodemos da Silva.
Dissertação (mestrado) – Centro Federal de Educação
Tecnológica de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em
Engenharia de Materiais, Belo Horizonte, 2014.

Bibliografia.

1. Engenharia de protótipos. 2. Ossos. 3. Materiais biomédicos. 4.
Imagem tridimensional em medicina. 5. Mandíbula. I. Silva, Sidney
Nicodemos da. II. Título.

CDD: 620.11

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Geny Zatti Lima e Geraldo Pereira Lima, pelo exemplo e dedicação à família. Aos meus irmãos e irmãs, em especial Luci, Silvana e Silvinha pelo apoio incondicional.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Prof. Sidney Nicodemos da Silva, pelo exemplo, dedicação ao estudo e à ciência, e por sua crença na construção de um mundo melhor para todos.

Agradeço aos pesquisadores da UNICAMP, Felipe Zavaglia, André Jardini e a todos do CTI Biofabris o enorme apoio na obtenção dos biomodelos por prototipagem rápida.

As amigas Andreia Grossi e Eliane Grigorowsky por meses inesquecíveis de estudo e muita alegria.

Aos funcionários do DEMAT, pelo profissionalismo e dedicação a suas funções.

A todos quantos contribuíram para que este trabalho fosse possível, o meu muito obrigado...

“Em um futuro não muito distante, cientistas serão capazes de imprimir órgãos para transplantes e eventualmente corpos inteiros, usando máquinas semelhantes a impressoras caseiras...”

Vladmir Mironov

RESUMO

Atualmente as tecnologias de Prototipagem Rápida (PR) na área médica tem se expandido demasiadamente, através da utilização de biomodelos empregados no planejamento cirúrgico ou mesmo na confecção de peças de reparação ósseas. Assim essas tecnologias de PR associada à biomodelagem tem se revelado uma ferramenta eficiente tanto antes do procedimento cirúrgico de reconstrução quanto para a confecção de próteses personalizadas, e, portanto otimizando a execução da cirurgia. Levando a resultados melhores na reconstrução de estruturas ósseas com objetivo de recuperação estética e funcional. Este trabalho utilizou biomateriais poliméricos (poliamida e ABS), metálico (Ti6Al4V) e cerâmicos (gesso e BCP), a obtenção de imagens biomédicas através de aparelho de tomografia computadorizada multislice e o processamento de biomodelos por PR. Os arquivos destas imagens foram utilizados para a confecção dos biomodelos ou modelos físicos através das três principais técnicas de Prototipagem Rápida (PR). Foi avaliada a capacidade reprodutiva da anatomia, bem como analisado o erro dimensional dos biomodelos processados através da: Sinterização Seletiva a Laser (SLS), Sinterização direta do metal a laser (DMLS), Impressão tridimensional (3DP™) e Modelagem por fusão e deposição (FDM). A metodologia envolveu a aquisição de imagens de tomografia helicoidal multislice 64 detectores da estrutura de uma mandíbula humana, seguida da manipulação das imagens e confecção dos biomodelos por PR e realização das principais medidas. O objetivo da pesquisa foi definir qual tecnologia possui melhor acurácia na reprodução da estrutura óssea humana. Os biomodelos obtidos apresentaram 99% dos erros dimensionais inferior a $\pm 2,0\text{mm}$. O possível concatenamento entre biomateriais e PR foi examinado no contexto deste estudo, mostrando as potencialidades de utilização da PR na confecção direta e indireta de próteses personalizadas, na obtenção de scaffolds (biocerâmica) para reconstrução anatômica (engenharia tecidual).

PALAVRAS-CHAVE:

Prototipagem, impressão tridimensional, osso, biomateriais.

ABSTRACT

Currently the Rapid Prototyping technologies (RP) in the medical field has expanded too, by using biomodels employed in surgical planning or in the making of bone repair parts. So these RP technologies associated with biomodeling has become an efficient tool both before surgical reconstruction procedure as for making customized prosthesis, and thus optimizing the performance of surgery. Leading to better results in the reconstruction of bone structures in order to aesthetic and functional recovery. This study aimed to the use of various biomaterials polymeric (Poliamid and ABS), metallic (Ti6Al4V) and ceramic (gypsum and BCP), obtaining biomedical images using multislice CT scanner and the processing biomodels by RP. The files of these images were used for making the biomodels or physical models across the three main techniques of Rapid Prototyping (RP). We evaluated the reproductive capacity of the anatomy, as well as analyzed the dimensional error of the processed biomodels by: selective Laser Sintering (SLS), 3D Printing (3DP™), Direct Metal Laser Sintering (DMLS) and Fused Deposition Modeling (FDM). The methodology involved the acquisition of images of multislice helical CT 64 detectors of the structure of a human jaw, followed by manipulation of images and preparation of biomodels by RP and implementation of the main measures. The objective of the research was to define which technology has better accuracy in the reproduction of human bone structure. The biomodels obtained showed 99% of dimensional errors below $\pm 2.0\text{mm}$. The possible entanglement between biomaterials and RP is examined in the context of this study, showing the use of RP potential in direct and indirect manufacturing of custom prostheses, in getting scaffolds (bioceramics) for anatomical reconstruction (tissue engineering).

KEYWORDS:

Prototyping, Three-dimensional Printing, Bone, Biomaterials

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Imagens do modelo anatômico por 3DP e do biomodelo produzido por SLS de uma falha craniana.....	pag 19
FIGURA 2: Fluxograma demonstrando a aplicação da prototipagem na area médica.....	pag 26
FIGURA 3: Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica de SLS.....	pag 27
FIGURA 4 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica DMLS.....	pag 28
FIGURA 5: Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica de 3DP™	pag 28
FIGURA 6: Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica 3DP™	pag 29
FIGURA 7: Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica de PolyJet™	pag 29
FIGURA 8: Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica PolyJet™	pag 30
FIGURA 9: Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica STM.....	pag 30
FIGURA 10 Desenho esquemático demonstrando o sistema de medida geométrico óptico GOM.....	pag 31
FIGURA 11: Fluxograma das etapas do trabalho.....	pag 33
FIGURA 12: Imagem da peça anatômica, modelo 3D sólido DICOM, 3D sólido STL/CAD e protótipo STL.....	pag 33
FIGURA 13: Mandíbula humana seca	pag 34
FIGURA 14: Tomógrafo Siemens, modelo Sansation 64 detectores	pag 35
FIGURA 15: Software Público InVesalius.....	pag 36
FIGURA 16: Biomodelo - Mandíbula Humana – Poliamida	pag 37
FIGURA 17: Impressora STL – eos Formiga P 110	pag 37
FIGURA 18: Biomodelo – Mandíbula humana – Gipsita	pag 38
FIGURA 19: Impressora 3D – Z Corporation Z510	pag 38
FIGURA 20: Biomodelo – Mandíbula humana – Titanium	pag 39
FIGURA 21: Impressora 3D – DMSL – Eosint M 270	pag 39
FIGURA 22: Biomodelo – Mandíbula humana – ABS	pag 40
FIGURA 23: Impressora 3D – FDM	pag 40

FIGURA 24: Espectrômetro de fluorescência de Raios X	pag 41
FIGURA 25: Microscópio Óptico	pag 42
FIGURA 26: Detalhe do Scanner 3D marca Gom modelo ATOS Triple Scan	pag 43
FIGURA 27: Análise dimensional GOM – Gipsita – Escala 1 mm	pag 44
FIGURA 28: Análise dimensional GOM – Poliamida – Escala 1 mm	pag 45
FIGURA 29: Análise dimensional GOM – Titanium – Escala 1 mm	pag 45
FIGURA 30: Análise dimensional GOM – ABS – Escala 1 mm	pag 45
FIGURA 31: Análise dimensional GOM – Gipsita – Escala 0,5 mm	pag 46
FIGURA 32: Análise dimensional GOM – Poliamida – Escala 0,5 mm	pag 46
FIGURA 33: Análise dimensional GOM – Titanium – Escala 0,5 mm	pag 46
FIGURA 34: Análise dimensional GOM – ABS – Escala 0,5 mm	pag 47
FIGURA 35: Microscopia óptica – Peça anatômica	pag 49
FIGURA 36: Microscopia óptica – Gipsita	pag 49
FIGURA 37: Microscopia óptica – Poliamida	pag 50
FIGURA 38: Microscopia óptica – ABS	pag 50
FIGURA 39: Microscopia óptica – Titanium	pag 50
FIGURA 40: Microscopia óptica – Titanium – aumento 10 x 1,25 x 50	pag 50
FIGURA 41: Scaffold de β -TCP, pós processamento	pag 51
FIGURA 42: Gráfico Retração de bordas de Scaffold de β -TCP	pag 52

LISTA DE TABELAS

TABELA 01: Preparação de materiais e equipamentos para formar compósitos biopolímero/HA	pag 24
TABELA 02: Relatório da análise de erro – medido pelo programa Quantikov..	pag 47
TABELA 03: FRX Ti6Al4V	pag 48
TABELA 04: FRX Gipsita	pag 48
TABELA 05: FRX Poliamida	pag 48
TABELA 06: FRX ABS	pag 48
TABELA 07: Diâmetro de Scaffold de β -TCP, pós processamento em mm.....	pag 52

LISTA DE ABREVIATURAS E/OU SIGLAS

ABS	Acrilonitrilo-butadieno-estireno.
CAD	<i>Computer Aided Design</i> – Desenho Auxiliado por Computador.
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i> –Manufatura auxiliada por computador.
CD	<i>Compact Disc</i>
CTI	<i>Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer</i>
DICOM	<i>Digital Imaging Communication in Medicine</i> – Comunicação de imagens digitais em medicina.
DMSL	Sinterização direta do metal a laser
FDM	<i>Fused deposition modeling</i> – Modelagem por fusão e deposição
FOV	<i>Field of View</i>
FRX	Fluorescência de Raios - X
GOM	<i>Geometric optical measurement</i> – sistema de medida óptica geométrico.
HA	Hidroxiapatita
IML-MG	Instituto Médico Legal de Minas Gerais
kVp	Quilovoltagem Pico
ONU	Organização das Nações Unidas.
PA 2200 [®]	Pó fino a base de poliamida da EOS
PolyJet	Tecnologia de Injeção de Polímero.
PR	Prototipagem Rápida.
SLS	Selective Laser Sintering - Sinterização Seletiva a Laser.
STL	<i>Stereolithography</i> – formato de arquivo criado para o sistema CAD.
TC	Tomografia Computadorizada.
β -TCP	Beta tricálcio fosfato .
3D	Terceira Dimensão.
3DP	3D <i>Printing</i> – Impressão Tridimensional.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 JUSTIFICATIVA	16
3 OBJETIVOS	17
3.1 Objetivo geral:	17
3.2 Objetivos específicos:	17
4 REVISÃO DA LITERATURA	18
4.1 PROTOTIPAGEM RÁPIDA	18
4.2 BIOMODELOS.....	20
4.3 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DAS IMAGENS	23
4.4 MATERIAIS E BIOMATERIAIS SINTÉTICOS	24
4.5 TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA.....	26
4.7 Próteses Customizadas.....	32
5 MATERIAIS E MÉTODOS	33
5.1 Materiais.....	33
5.2 Métodos	34
5.2.1 Peça Anatômica	34
5.2.2 Aquisição de Imagens	34
5.2.3 Manipulação das imagens DICOM para obtenção de modelo STL – CAD	35
5.2.5 Caracterização Físico-Química e Análise Dimensional.....	41
5.2.5.1 Fluorescência de Raios X.....	41
5.2.5.2 Microscopia Ótica (MO).....	42
5.2.5.3 Análise Dimensional	43
5.2.5.4 Análise Quantikov.....	43
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
7 CONCLUSÃO	54
8. SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS	55
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

1 INTRODUÇÃO

O Brasil é recordista mundial em acidentes de trânsito. Estima-se que entre 40 a 50 milhões de pessoas no mundo sofram traumatismos não letais provocados por acidentes de trânsito. Para atenuar estes dados estatísticos a ONU proclamou o período de 2011-2020 com sendo o “Decênio das ações para segurança no trânsito”. Tais traumatismos constituem uma causa importante de incapacidade em todo o mundo (LIMA SILVA, 2009).

A reconstrução de estruturas ósseas com objetivo de recuperação estética e funcional tem sido um dos principais objetivos da utilização dos biomateriais. Imagens biomédicas obtidas através de aparelho de tomografia computadorizada multislice são utilizadas para a produção de modelos físicos através das técnicas de Prototipagem Rápida (PR), também chamada de manufatura aditiva por camadas.

A fabricação de dispositivos médicos implantáveis tem caráter multidisciplinar, e se utiliza no dia a dia da integração de ferramentas computacionais, síntese e desenvolvimento de novos biomateriais, e aplicação de técnicas de engenharia para obtenção de dispositivos biomédicos diversos (próteses e órteses ortopédicas) e/ou de substitutos biológicos para tecidos vivos ou órgãos humanos defeituosos ou faltantes. Esta multidisciplinaridade é uma característica evidente neste campo do saber, pois exige a formação de uma equipe heterogênea com conhecimentos nas especialidades envolvidas (HIEU, et al., 2005). O conceito da Prototipagem Rápida consiste em desenvolver técnicas de engenharia (por adição) adotando estratégias bioinspiradas através da mimetização de estruturas vivas, tanto em forma quanto em função, para reproduzir partes do corpo humano tanto no aspecto macroscópico (anatômica) quanto microscópico (scaffolds) que contribuem para o crescimento de tecidos. Com base nesta abordagem, a definição dos erros dimensionais das tecnologias de PR beneficiará tanto a pacientes com doenças degenerativas, como grupos específicos como vítimas de acidentes de trabalho ou trânsito (LIMA SILVA, 2009).

A prototipagem rápida refere-se a um conjunto de processos de fabricação em que se constroem objetos físicos tridimensionais (protótipos), a partir de um projeto CAD. O uso de biomodelos (ou outros protótipos biomédicos) obtidos através da aquisição e manipulação de imagens biomédicas tem sido cada vez mais comum na prática cirúrgica. Segundo Golveia (2009) “o desafio tem sido atender uma necessidade específica do paciente, utilizando as condições disponíveis de: biomaterias, técnicas

de biomodelagem e PR. Os métodos de confecção das próteses por métodos indiretos tem sido a solução para muitos pacientes”.

Nenhum processo de prototipagem rápida é livre de erros, quer seja da aquisição da imagem ou de reprodutibilidade dos detalhes anatômicos. Alterações cotas (dimensional) podem estar presentes nas diversas etapas do processo de prototipagem e tem repercussão importante na medicina restaurativa (OLIVEIRA et al., 2007).

Este trabalho visa avaliar diversos materiais processados na UNICAMP e no CEFET/MG consolidando no país a pesquisa neste domínio do conhecimento. O cerne das atividades desenvolvidas foi o aperfeiçoamento do processo de fabricação, caracterização estrutural e dimensional (funcional), e aplicação da PR em diversos materiais.

Os resultados parciais deste projeto junto ao CTI Biofabris (UNICAMP/CEFET-MG) colaboraram no estudo da síntese ou processamento de biomateriais para um grande número de aplicações clínicas que permitirão a redução nos níveis de insucesso dos biomateriais atuais além de reduzirem custo e ampliarem a esfera de atuação e inserção dessas novas tecnologias em nossa sociedade.

Neste projeto buscou-se o desenvolvimento de uma metodologia integrada para a fabricação de biomodelos por PR de estruturas bioativas de modo a promover e melhorar o desempenho funcional destes dispositivos anatômicos.

O domínio do conhecimento é imprescindível para o país, em função do enorme déficit comercial e as estatísticas de acidentes (trânsito, trabalho e doméstico) representando uma área emergente e de enorme potencial sócio-econômico, sobretudo devido seu impacto na qualidade de vida do ser humano e/ou dos animais.

2 JUSTIFICATIVA

No presente trabalho avaliou-se a capacidade reprodutiva da anatomia, bem como se analisou os erros dimensionais dos biomodelos confeccionados a partir da Sinterização Seletiva a Laser (SLS), Sinterização direta do metal a laser (DMLS), Impressão tridimensional (3DTM) e Modelagem por fusão e deposição (FDM). Desde o lançamento do primeiro equipamento de PR no mercado que ocorreu por volta de 1988, referente ao processo de estereolitografia, e, sobretudo nos anos recentes observa-se que houve uma grande expansão da tecnologia de PR. Outros processos foram desenvolvidos, utilizando diferentes tipos de material. Já no início dos anos 90, a literatura descrevia pela primeira vez a confecção de biomodelos por processo de estereolitografia. A partir daí, as aplicações médico-odontológicas aumentaram consideravelmente sua participação, até atingir atualmente, o terceiro maior grupo entre todos os setores de PR (DRSTVENSEK et al., 2008).

No mundo, ao longo destes 26 anos surgiram algumas empresas buscando para atender as múltiplas necessidades do mercado. No Brasil, o Centro de Pesquisa Renato Archer (CENPRA) com 8 anos de atuação, juntamente com o CTI Biofabris são referência na P&D&I na área da PR. Continuamente as instituições estrangeiras aprimoram a confecção de biomodelos e implantes personalizados (titânio e suas ligas, hidroxiapatita e poliamida) fabricando centenas de milhares peças por ano a um custo elevadíssimo para os nossos padrões econômicos, principalmente no modelo de saúde público do país, onde o sistema único de saúde (SUS) busca atender massivamente toda a população brasileira. Assim é imprescindível para o país o desenvolvimento de biomateriais, softwares para processamento de imagens para PR, minimizando os erros dimensionais, habilitando o setor produtivo nacional no processamento de biomodelos no Estado da Técnica.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral:

O objetivo da pesquisa foi definir qual das tecnologias de prototipagem rápida possui melhor acurácia na reprodução da estrutura óssea humana.

3.2 Objetivos específicos:

Este projeto de pesquisa tem como objetivos específicos:

- A obtenção de imagem de tomografia de uma estrutura óssea anatômica (mandíbula humana);
- O tratamento dessa imagem e a obtenção do biomodelo no formato (STL) apropriado para o processamento da PR;
- Produção de biomodelos da mandíbula com 4 (quatro) diferentes materiais;
- Caracterização química, topográfica e dimensional das peças obtidas por diferentes técnicas de PR;
- Determinação das melhores técnicas de prototipagem rápida e/ou material que forneça maior precisão dimensional e fidelidade nas replicações anatômicas.

4 REVISÃO DA LITERATURA

4.1 PROTOTIPAGEM RÁPIDA

“A prototipagem rápida (RP) é uma técnica que foi introduzida na engenharia mecânica para produzir modelos físicos tridimensionais de objetos” (ARRIETA et al., 2012), é a expressão que designa um conjunto de tecnologias que tem em comum a construção de protótipos físicos a partir de seus análogos virtuais. A construção camada a camada permite a obtenção de formas de alta complexidade (OLIVEIRA et al., 2007).

“Máquinas de prototipagem rápida são, de fato, impressoras tridimensionais. Elas constroem camada por camada de um plástico, cerâmica ou metal, por injeção controlada ou por aquecimento de sucessivas camadas de pós usando o laser. Originalmente desenvolvidas para ajudar designers e engenheiros a visualizar suas próprias invenções antes de realmente construí-las, estas máquinas tem agora se tornado tão sofisticadas que é possível imprimir instrumentos com partes móveis” (*The Economist*. 2004).

A Prototipagem Rápida – PR refere-se a um grupo de tecnologias utilizadas para construir além de modelos físicos, protótipos, componentes de ferramental, mas também confecções pequenas em série por processos aditivos, a partir de modelos computacionais tridimensionais, obtidos de programas CAD ou de equipamentos de tomografia computadorizada, ressonância magnética e ainda de sistemas de varredura tridimensional (WOHLERS, 2008).

Diferentemente dos processos de usinagem, que são processos chamados subtrativos, os processos aditivos utilizam líquidos, pós, fios sólidos ou materiais laminados para confeccionar objetos camada a camada. Peças com geometrias complexas, difíceis ou mesmo impossíveis de serem fabricadas por qualquer outro processo de fabricação, podem ser confeccionadas por PR em materiais plásticos, metálicos, cerâmicos ou compósitos.

Uma característica básica dos processos de PR é a facilidade de sua automatização, dispensando moldes e ferramentas e minimizando a intervenção do operador durante o processo. Isto é possível, porque os sistemas de PR utilizam as informações geométricas da peça que vai ser fabricada, diretamente do sistema

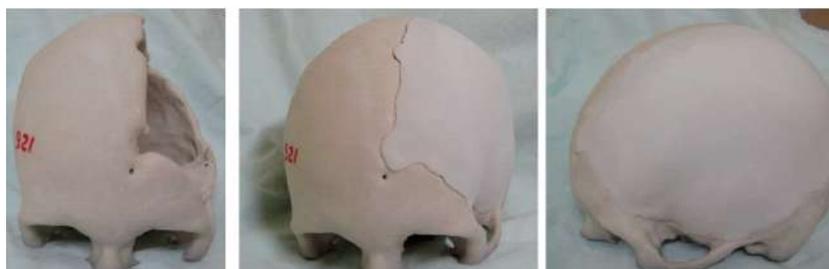
CAD para o planejamento do processo, o que ocorre de forma automatizada (VOLPATO, 2007).

Como a concepção deste processo de fabricação foi inicialmente aplicada na produção rápida de peças visando a primeira materialização do projeto, ou seja na confecção de um protótipo, sem muitas exigências de resistência e precisão, o mesmo foi denominado de Prototipagem Rápida (VOLPATO, 2007).

Outras denominações têm sido sugeridas como: manufatura por camada (Layer Manufacturing), fabricação de forma livre (Solid Freeform Fabrication), manufatura de bancada (Desktop Manufacturing) e manufatura rápida (Rapid Manufacturing). O termo fabricação aditiva (AF – Additive Fabrication) também tem sido bastante utilizado no lugar de PR e de acordo com Terry Wohlers (Wohlers, 2008), é o mais adequado por ser mais abrangente e englobar todos os processos envolvidos. Ainda assim, a classificação de Prototipagem Rápida tem prevalecido.

Atualmente existem no mercado mais de vinte sistemas de PR com diferentes tecnologias de adição de material. Os principais processos podem ser agrupados pelo estado inicial da matéria-prima utilizada para fabricação. Desta maneira, podem ser classificados em processos baseados em líquido, sólido e pó. Os processos baseados em líquido incluem os que envolvem a polimerização de resina líquida por um laser UV (como a estereolitografia - SL) ou o jateamento de resina líquida por um cabeçote e posterior cura por exposição à luz UV (como a impressão por jato de tinta - IJP). A Figura 1 apresenta dois biomodelos confeccionados: um da calota craniana lesionada, por processo de impressão tridimensional 3DP e o outro um biomodelo da prótese, por processo sinterização seletiva a laser (SLS). O terceiro quadro da Figura apresenta imagens dos biomodelos, mostrando a perfeita adaptação do modelo protético ao craniano. Estas peças permitem o planejamento da cranioplastia para paciente com extensa falha craniana.

FIGURA 1: Imagens do modelo anatômico por 3DP e do biomodelo produzido por SLS da falha craniana.



Na construção de implantes personalizados é necessária a entrada de dados do paciente. Os dados são obtidos por imagens de tomografia computadorizada (TC) ou ressonância nuclear magnética (NMRI) em fatias 2D transversais em formato DICOM, cuja espessura é determinada no equipamento durante a obtenção das imagens. O número de fatias é que determina a resolução da imagem e consequentemente também do biomodelo 3D. As fatias 2D são transferidas para o software de modelagem médica onde é possível ajustar o limiar de sinal (threshold) de forma a obter-se, após interpolação, uma representação 3D da estrutura óssea. Assim depois da obtenção da imagem do modelo, este pode ser tratado em software CAD para a modelagem do implante que fará a reparação da falha óssea. O sólido modelado então é convertido para o formato STL e pode ser prototipado por qualquer uma das técnicas de prototipagem rápida.

Em alguns processos baseados em sólido, o material é fundido antes da sua deposição (modelagem por fusão e deposição – FDM). Em outros, uma lâmina de material é recortado e adicionado para construir um objeto (manufatura laminar de objetos – LOM e tecnologia com lâminas de papel - PLT).

Nos baseados em pó, utiliza-se um laser para o seu processamento (sinterização seletiva a laser – SLS, sinterização a laser – EOSINT, fabricação de forma final a laser – LENS) ou um líquido aglutinante aplicado por cabeçote (3DP), entre outros.

4.2 BIOMODELOS

O advento da Prototipagem Rápida nos anos 80 teve suas primeiras aplicações direcionadas para a indústria, promovendo uma revolução na produção de protótipos de uma forma geral. Duas características da PR podem ser destacadas: a possibilidade de produzir os objetos projetados, com grande rapidez e a capacidade de produzir peças com geometrias complexas, impossíveis de serem obtidas por outros métodos de fabricação. Não levou muito tempo para que as aplicações na área médica surgissem como um importante setor na demanda de serviços da PR.

A possibilidade de integrar os processos de PR com os diferentes tipos de biomateriais tem impulsionado uma série de pesquisas, tanto na adaptação dos equipamentos, quanto no processamento dos materiais. Já existem resultados importantes, principalmente relativos a alguns biomateriais metálicos, cerâmicos e poliméricos. Mas ainda existe o desafio de produzir diretamente peças e estruturas por processos aditivos utilizando a grande variedade de biomateriais disponíveis

[...] equipamentos de prototipagem rápida realizam a construção do protótipo físico que reproduzirá fielmente a anatomia de interesse. Este modelo físico é chamado de biomodelo quando aplicado na área da saúde (OLIVEIRA et al., 2007).

“Biomodelos são modelos físicos de estruturas anatômicas fabricados por PR a partir de dados digitais 3D de estruturas anatômicas”(HIEU et al., 2005, p.285).

[...] tecnologias de modelamento baseadas em imagens médicas permitem a reconstrução de modelos tridimensionais (3D) de estruturas do corpo humano baseadas em informações anatômicas obtidas através do escaneamento através da TC e imagens de ressonância magnética [...] (HIEU, et al., 2005).

Hieu (2005, p.285) ressalta que a tecnologia de PR médica é uma área multidisciplinar, a qual aplica modelos biomédicos e PR para desenvolver aplicações médicas.

Modelos de PR têm sido usados para planejamento cirúrgico, design de próteses, diagnóstico assistido e com propósito de ensino (ARRIETA, 2012 apud Choi et al., 2002). A utilização de biomodelos para o planejamento cirúrgico, envolvendo adaptação de implantes e a confecção de moldes (para a confecção de implantes) por PR, foi uma das primeiras aplicações associando as áreas de biomateriais e PR. Atualmente, a integração destas duas áreas teve um grande impulso e aponta para aplicações originais e bastante promissoras. A obtenção de próteses por processos diretos de PR (que vem sendo denominada de manufatura rápida), a construção de scaffolds de biomateriais cerâmicos, poliméricos e metálicos e a manufatura de órgãos são exemplos das aplicações e das tendências de integração entre os biomateriais e PR.

Segundo Hieu (2005) PR médica tem desenvolvido um importante papel no diagnóstico e tratamento, especialmente no planejamento pré-operatório, design e construção de implantes e instrumentos médicos.

“ Em aplicações na engenharia de tecidos os dados 3D são obtidos através de tomografia computadorizada ou ressonância magnética (RM), os quais são traduzidos em seções de escalas micrométricas. As máquinas de prototipagem imprimem seções sequencialmente, usando uma “tinta” bioracional, novas tecnologias incorporam fatores de crescimento e até mesmo células vivas. O resultado final: um scaffold poroso tridimensional que degrada lentamente no corpo e que permite que células saudáveis migrem para dentro do defeito e o repare”(Constans, A., 2005).

Segundo Arrieta (2012) “a PR é utilizada em aplicações médicas para reconstruir réplicas realísticas de estruturas biológicas (conhecidas como modelos de PR), sendo a aplicação mais comum a construção de estruturas ósseas”.

Saijo (2008) diz que “idealmente, ossos artificiais devem ser dimensionalmente compatíveis com as deformidades, biodegradáveis e osteocondutivos; entretanto não há até a presente data ossos artificiais capazes de satisfazer estes requisitos”.

Erros dimensionais (contração ou dilatação de bordas) podem estar presentes nas diversas etapas do processo de prototipagem. Em virtude do uso de biomodelos na prática cirúrgica os erros devem ser identificados e minimizados, e sua precisão dimensional, testada. (CHOI et al., 2002; TANG et al.,2004).

“A acurácia dos modelos de PR é crucial em aplicações médicas, logo, ter uma medida fiel do erro métrico é essencial para avaliar o produto final” (ARRIETA et al., 2012).

Uma vez criado o biomodelo 3D, este pode ser manipulado e observado por diversos ângulos. Pode-se calcular seu volume, área, medir distâncias entre dois pontos e uma parte específica da anatomia pode ser separada para uma análise mais minuciosa. Através da reconstrução 3D realizada no software, podem ser obtidas as imagens coronal e sagital do paciente, a partir da imagem axial original.

A obtenção dos biomodelos físicos envolve inicialmente a aquisição das imagens tomográficas. A partir daí, o software de modelagem, através das etapas de reconstrução 3D, gera um biomodelo virtual no formato STL, que poderá ser enviado para a máquina de PR para a confecção do biomodelo físico.

Entre os defeitos congênitos, as anomalias craniofaciais (ACF) constituem um grupo altamente diverso e complexo que, em conjunto, afeta uma significativa proporção de pessoas no mundo (MOLLEÓ. 2004). Além dos casos de deformidades congênitas, há ocorrência de defeitos craniofaciais adquiridos em função de outras patologias – tumores, por exemplo. Nas últimas quatro décadas um volume crescente de casos de trauma facial também tem sido observado, tendo estreita relação com o aumento de acidentes automobilísticos e violência urbana (LIMA SILVA, 2009).

Em todos os casos a reabilitação crânio-maxilo-facial faz parte do processo de reintegração do paciente à sociedade e promoção do seu bem estar fisiológico e/ou estético.

4.3 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DAS IMAGENS

O emprego da PR na área da saúde tem sido amplamente difundido e estudado. Os dados do corpo humano são obtidos por equipamentos de imagens médicas que usam técnicas tais como a TC (mais adequada para tecidos densos como os ósseos) e a RM (para tecidos moles). O conjunto de imagens no formato padrão internacional (DICOM), relativas aos diferentes planos de cortes ou fatias do corpo, são usadas na reconstrução do volume 3D da região anatômica de interesse. (OLIVEIRA et al., 2007).

Os dados obtidos são reconstruídos em *software* específico em uma *Workstation*. Atualmente existem no mercado diferentes tipos de *Workstations* e *softwares*. (THALI, DIRNHOFER, VOCK, 2009).

O sistema de tratamento de imagens InVesalius é um software público para a área de saúde que permite criar modelos virtuais em três dimensões correspondentes às estruturas anatômicas dos pacientes. O programa foi desenvolvido pelo antigo CenPRA atual CTI (centro de tecnologia da informação Renato Archer) (CTI, sistema InVesalius).

O modelo virtual 3D é transformado para o padrão STL para ser interpretado pelos equipamentos de PR.

No formato STL a superfície é subdividida logicamente em vários triângulos (faces) e as suas normais, de forma a aproximar o mais possível do modelo CAD. O ficheiro STL consiste nas coordenadas X, Y e Z dos vértices que compõem cada um dos triângulos da superfície (KAI et al, 1997).

Utilizando a tecnologia CAM (Computer Aided Manufacturing), a prototipagem rápida (PR) confecciona modelos sólidos, ou protótipos em estações de prototipagem, a partir de imagens processadas no sistema CAD, no qual um modelo virtual prévio foi gerado (MEURER et al., 2003) .

4.4 MATERIAIS E BIOMATERIAIS SINTÉTICOS

Para a fabricação dos biomodelos foram utilizados a gipsita (gesso), poliamida referência PA 2200® da EOS (biocompatíveis de acordo com norma EN ISO 10993-1), acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS), a liga de titânio Ti6Al4V e o fosfato de cálcio bifásico - BCP (formado por 90% de hidroxiapatita – HA e 10% do beta tricálcio fosfato ou β -TCP).

Os compostos a base de fosfato de cálcio, particularmente a hidroxiapatita (HA) $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$ tem sido amplamente empregadas nas áreas médicas e odontológicas devido à similaridade química, biológica e cristalográfica com a fase mineral do osso humano. As propriedades do β -TCP e HA são semelhantes à matriz inorgânica óssea, que constitui aproximadamente 60-70% do tecido ósseo humano (FOUAD et al, 2012).

O β -TCP, a HA, seus derivados e suas combinações são frequentemente difíceis de processar em estruturas altamente porosas e são mecanicamente frágeis (MA, 2004), o que motivou a utilização da Gipsita $\text{CaSO}_4 \cdot 2(\text{H}_2\text{O})$ para simular seu processamento.

As partículas de HA não se aglutinam pela ação do feixe de laser (SLS) ou pela reação química (3DP), sendo necessário o uso de um polímero aglutinante. Os aglutinantes poliméricos são de difícil remoção, seja por calcinação ou por solubilização. Mesmo removidos podem deixar resíduos contaminantes, comprometendo a biocompatibilidade da HA. Uma solução seria a utilização de compósitos formados com HA e polímeros biocompatíveis (NARGI, 2010). A Tabela 1 mostra materiais e procedimentos para obtenção de compósitos biopolímero/HA

Tabela 1 Preparação de materiais e equipamentos para formar compósitos biopolímero/HA.

Biopolímero	Tipo de mistura	Adaptações nos equipamento SLS	Ref.
PMMA	recobrimento	não	Leong 2003
HDPE	compósito	construído em lab.	Hao 2005
PLLA	não mencionado	sim	Cruz 2005
PVA	recobrimento e mistura física	sim	Chua 2004
PEEK	compósito	sim	Tan 2003
PMMA (polimetilmetacrilato) HDPE (polietileno de alta densidade), PVA (álcool polivinílico), PEEK (polyetherethercetona), PCL (policaprolactona),			

Biomateriais metálicos, como o titânio e suas ligas, têm obtido sucesso clínico devido a sua dureza superior, biocompatibilidade, durabilidade e resistência à corrosão em ambientes fisiológicos (BREME, J., 1989).

O acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS) é um dos polímeros de maior sucesso da engenharia termoplástica devido à grande diversidade de seu uso (COLBORN, R.E.; BUCKLEY, D.J.; ADAMS, M.E., 1993).

Modelos produzidos por ABS são construídos por processo FDM. O ABS é muito útil para aplicações funcionais pois possui 80% das propriedades do material injetado para sua produção. Os modelos de ABS são acurados e possuem um nível intermediário de detalhes em sua impressão (WWW.i.materialise.com, 2014).

A poliamida, referência PA 2200 da EOS®, é fornecida na forma de um pó fino esbranquiçado para uma ampla variedade de aplicações. É um polímero termoplástico composto por monômeros de amida conectados por ligações peptídicas, podendo conter outros grupamentos. Peças sinterizadas a laser fabricadas a partir do PA 2200 possuem excelentes propriedades, tais como:

- alta resistência e rigidez;
- boa resistência química e comportamento constante a longo prazo;
- alta seletividade e resolução de detalhes em impressões 3D;
- biocompatíveis de acordo com EN ISO 10993-1 e USP / nível VI / 121 °C, aprovados para contato com alimentos, em conformidade com a diretiva da UE Plastics 2002/72 / CE.

As aplicações típicas da poliamida na área da saúde são peças anatômicas estruturais para um amplo campo de aplicações biofuncionais. Devido às excelentes propriedades mecânicas e seu comportamento a fratura, este material é muitas vezes utilizado para substituir polímeros biocompatíveis em moldagem por injeção. Estas propriedades mecânicas e biológicas permitem a sua utilização, em próteses de elevada resistência à abrasão, como e.g. a realização de ligações entre peças móveis das articulações ósseas. Atualmente a poliamida é um dos substitutos ósseos injetáveis mais amplamente utilizado na prática ortopédica, especialmente em locais de suporte mecânico sob cargas imediata (YAN, J. et al., 2011). O desempenho do conjunto quando a peça está sujeita a uma carga triaxial, é caracterizado por um razoável nível de resistência e rigidez isotrópica. Trata-se de um polímero que nos estudos experimentais, segundo Lemperle et al. (1991) é biocompatível com vários tecidos e não gera resposta inflamatória quando implantado sob a pele.

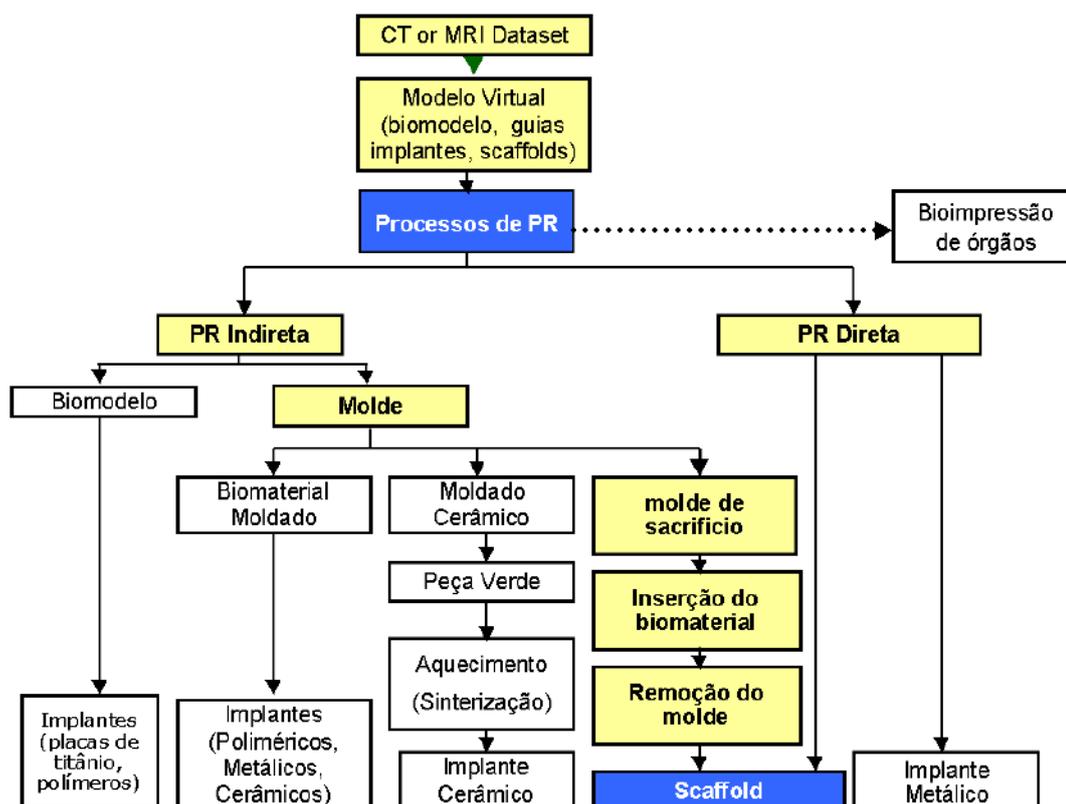
4.5 TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA

A prototipagem pode ser definida como um processo de fabricação através da adição de material em forma de camadas planas sucessivas, isto é, baseado no princípio da manufatura por camada. A prototipagem rápida também pode ser definida como a técnica de fabricação de peças pelo método aditivo.

Apesar de existirem vários processos de PR no mercado, que utilizam diferentes tecnologias, as suas etapas de desenvolvimento são semelhantes (BIBB, 2006).

Os métodos de fabricação de protótipos na área médica podem ser: direto ou indireto conforme o diagrama (NARGI, 2010). Um modelo 3D gerado em um sistema CAD é seccionado em perfis 2D que são então construídos pelo equipamento de prototipagem rápida camada a camada. Diversas técnicas estão hoje disponíveis, tais como: estereolitografia (SLA), sinterização direta de metal a laser (DMLS), fusão seletiva a laser (LSM), deposição de material fundido (FDM), impressão 3D (3DP) e fusão por feixe de elétrons (EBM). A Figura 2 mostra o fluxograma das aplicações da PR na área médica. A Figura 2 mostra um fluxograma das aplicações da prototipagem na área médica.

Figura 2 Fluxograma demonstrando a aplicação da prototipagem na área médica.

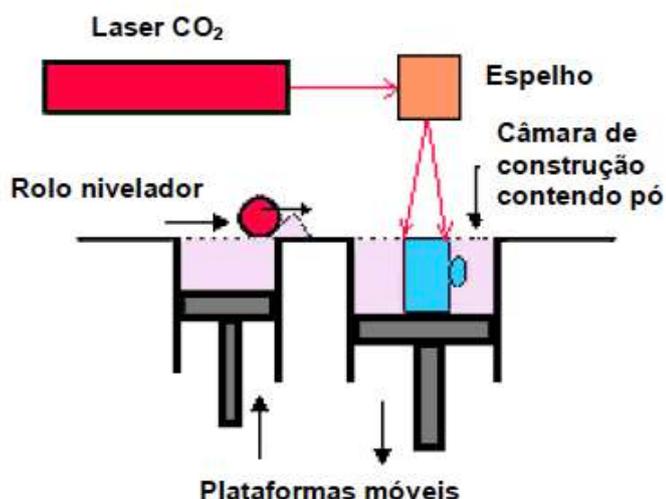


Novas técnicas de prototipagem rápida oferecem custos reduzidos e menor tempo de produção como a sinterização seletiva a laser (SLS), a impressão tridimensional (3DP™) e a PolyJet™. (SILVA et al., 2005; FABER et al., 2006).

A sinterização seletiva a laser – SLS (Selective Laser Sintering) é a técnica de PR que utiliza um raio laser infravermelho para fundir, de modo seletivo, materiais em forma de pó, gerando um objeto sólido (BERRY et al., 1997; WINDER; BIBB, 2005). O termo sinterização designa o processo de aquecimento a temperaturas elevadas, porém abaixo do ponto de fusão do material, sob condições controladas de temperatura, tempo de aquecimento e meio ambiente. A sinterização ocorre quando a tensão superficial supera a viscosidade da partícula do pó. Consequentemente, as partículas que compõem a substância ligam-se, umas às outras, dando origem ao objeto sólido (ASHLEY, 1991; CHIAVERINI, 1992).

Os equipamentos de sinterização a laser aceitam diversos tipos de material, como elastômeros, cerâmicas, termoplásticos, compósitos e metais. O desenvolvimento de novos materiais, como os pós biocompatíveis (por exemplo: hidroxiapatita), tem sido objeto de grande interesse para a pesquisa (PETZOLD, ZEILHOFER e KALENDER, 1999; ARTIS, 2006). A Figura 3 apresenta um esquema da técnica SLS.

Figura 3 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica SLS.

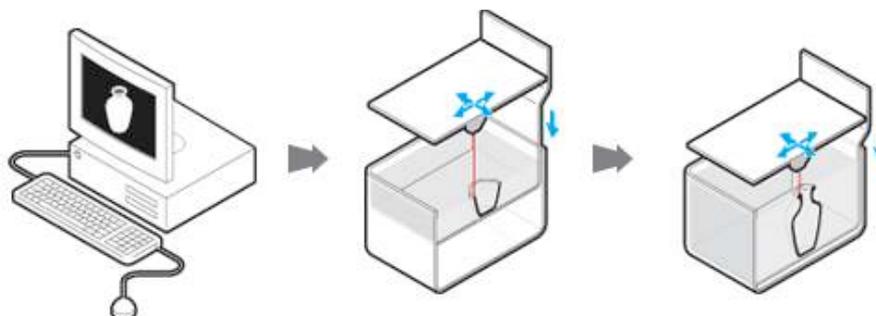


Fonte: Modificada de www.centimfe.com.br, 2006.

Sinterização direta do metal a laser (DMLS) é similar à tecnologia da sinterização seletiva a laser que utiliza um fino pó metálico para a construção do biomodelo, camada por camada. O pó é sinterizado e solidificado por um feixe de laser que se

move em uma caixa preenchida pelo pó metálico. A cada camada sinterizada, uma nova camada de pó é aplicada. A Figura 4 apresenta um esquema da técnica DMLS.

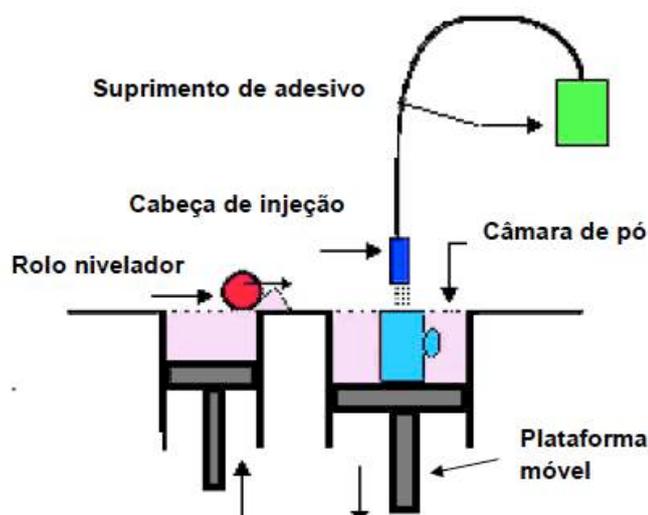
Figura 4 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica DMLS.



Fonte: Modificada de www.i.materialise.com, 2014

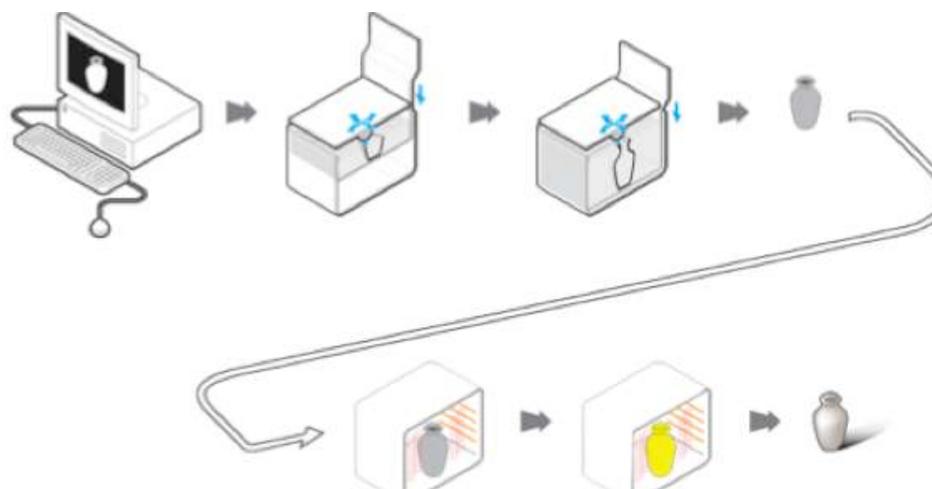
O sistema de impressão tridimensional – 3DP™ (3D Printing) foi desenvolvido, em 1989, por pesquisadores do Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT). Esta técnica assemelha-se ao sistema de impressão a jato de tinta dos computadores, tanto que a máquina é construída com peças de impressoras convencionais adaptadas. Só que, em vez de tinta, seu cabeçote expele um aglutinante composto de uma solução aquosa e uma cola. A máquina é constituída por: um reservatório para um pó cerâmico ou polimérico; uma plataforma que se movimenta no sentido descendente; um rolo para reposição e regularização da camada de pó a ser aglutinado e um cabeçote, abastecido com o aglutinante (ASHLEY, 1991; SACHS et al., 1998). As Figuras 5 e 6 apresentam esquemas da técnica 3DP™.

Figura 5 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica 3DP™.



Fonte Modificada de CIM IECT, 2006

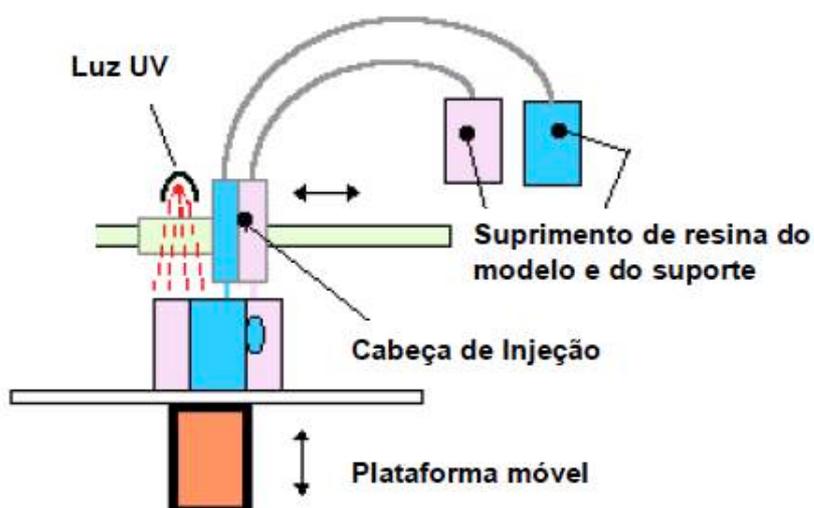
Figura 6 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica 3DP™.



Fonte: Modificada de www.i.materialise.com, 2014

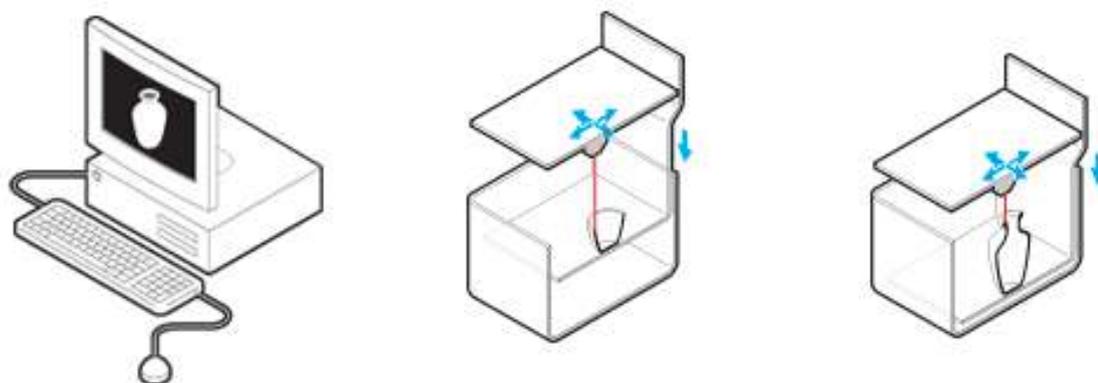
A tecnologia PolyJet™ é o mais recente salto tecnológico em termos de hardware para prototipagem rápida. Trata-se de uma técnica que permite construir rapidamente um modelo físico com elevado detalhe, excelente qualidade superficial de acabamento e rigor dimensional, a partir de um desenho CAD-3D, construindo-o por meio de um processo aditivo de camadas de resina acrílica fotopolimerizável, sem necessidade de qualquer tipo de pós-processamento. São passíveis de aplicação de pinturas, tingimentos e revestimentos (CENTIMFE, 2006). As Figuras 7 e 8 apresentam esquemas da técnica PolyJet™.

Figura 7 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica PolyJet™.



Fonte Modificada de CIMJECT, 2006

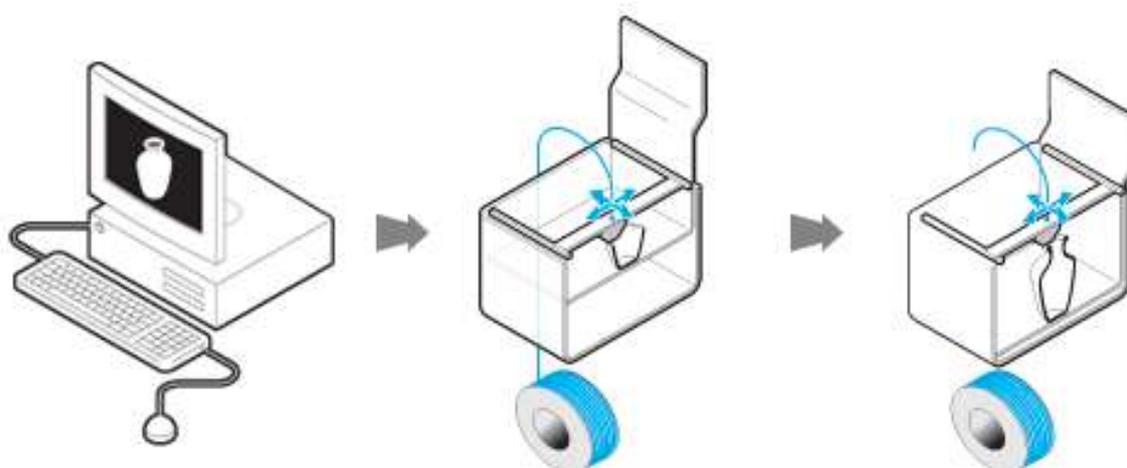
Figura 8 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica PolyJet™.



Fonte: Modificada de www.i.materialise.com, 2014

Modelagem por fusão e deposição (FDM- Fused Deposition Modeling). As impressoras 3D baseadas na tecnologia FDM produzem peças camada por camada, de baixo para cima, ao aquecer e extrudar um filamento termoplástico (www.stratasys.com, 2014). A Figura 9 apresenta um esquema da técnica FDM.

Figura 9 Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica FDM.



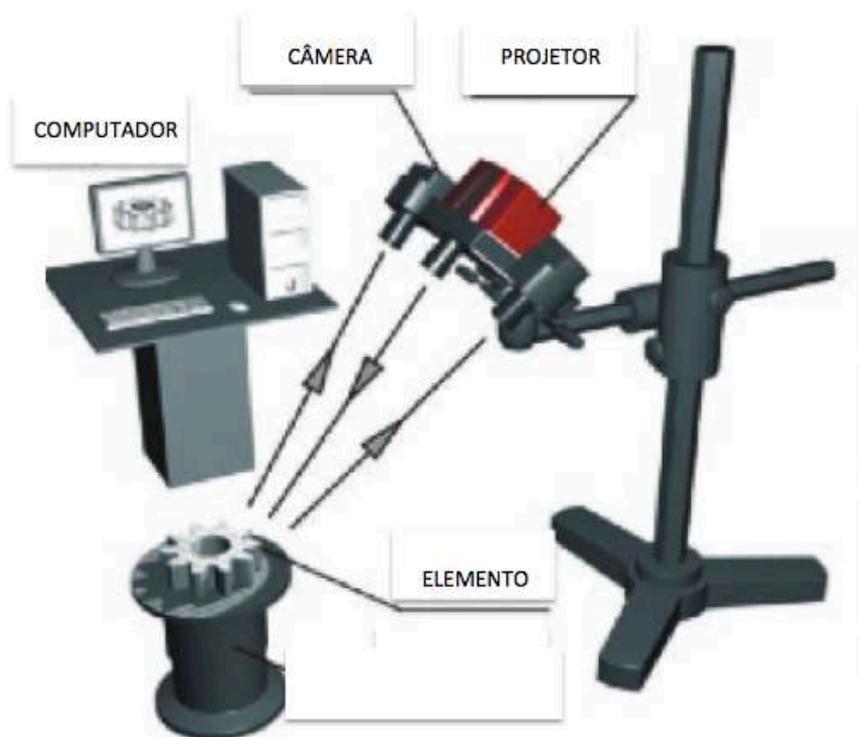
Fonte: Modificada de www.i.materialise.com, 2014

4.6 ANÁLISE DIMENSIONAL

A medição é a ferramenta através da qual é possível qualificar e quantificar grandezas físicas.

O sistema de medida através de coordenadas GOM ATOS trata-se de um digitalizador 3D, de alta resolução, que obtém dados tridimensionais de maneira rápida e precisa e permite realizar medidas de superfícies de objetos com superfícies complexas através de um sistema estereoscópico baseado em duas câmeras (ADAM, GRZEGORZ e TOMASZ, 2011). A Figura 10 apresenta um esquema do sistema de medida geométrico óptico.

Figura 10 Desenho esquemático demonstrando o sistema de medida geométrico óptico GOM.



Fonte: Modificada de ADAM, GRZEGORZ e TOMASZ, 2011.

Este método de medida de superfície sem contato se fundamenta na comparação indireta, baseado na tecnologia de medição por coordenadas, onde as coordenadas de diversos pontos da superfície da peça são determinadas, digitalizando uma superfície tridimensional, que podem ser comparados com a superfície CAD referente ao projeto original da peça. Os erros geométricos são definidos, através de uma escala de cores, como sendo as diferenças entre valores medidos e os valores de referência (CLÍDIO, 2006).

4.7 Próteses Customizadas

O aumento da expectativa de vida da população na maior parte do mundo tem impulsionado a demanda por próteses de quadril e de joelho. Até bem recentemente a confecção de próteses e implantes sob medida apresentava uma série de dificuldades, que resultavam num custo bastante elevado. Isto ocorre principalmente pelo fato de cada parte do corpo humano apresentar particularidades de forma e tamanho. A solução empregada até agora tem sido a de produzir próteses com um determinado número de tamanhos e utilizar aquele que mais se adapta ao paciente (WOHLERS, 2008).

Com o uso das técnicas de PR, surgiram alternativas para a obtenção de uma série de produtos médicos, como as próteses ortopédicas e outros tipos de implantes, incluindo as aplicações odontológicas, que agora poderão ser fabricados exclusivamente para um determinado paciente. Essa possibilidade de uso da PR estimula um aumento significativo do surgimento de produtos médicos confeccionados sob medida, como a prótese total de quadril. A utilização de técnicas de PR possibilita a confecção destas próteses sob medida (Harrysson, 2003). A prótese é projetada a partir de imagens da anatomia da região de interesse, obtidas através da tomografia computadorizada e da utilização de programas específicos de modelagem médica e de CAD. Desta maneira, determina-se com boa precisão, a forma e o tamanho da prótese. O serviço de confecção de próteses ortopédicas, por processo Engenharia de Biomateriais, já vem sendo oferecido por algumas empresas, contudo com um preço da ordem 3 a 5 vezes aos das próteses convencionais.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Materiais

O projeto de pesquisa elaborado seguiu o seguinte fluxograma, mostrado na Figura 11, representando a fotografia do modelo anatômico humano (mandíbula), as imagens: 3D sólido DICOM, 3D sólido STL-CAD até a obtenção de um dos protótipos (Figura 12).

Figura 11 Fluxograma das etapas do trabalho

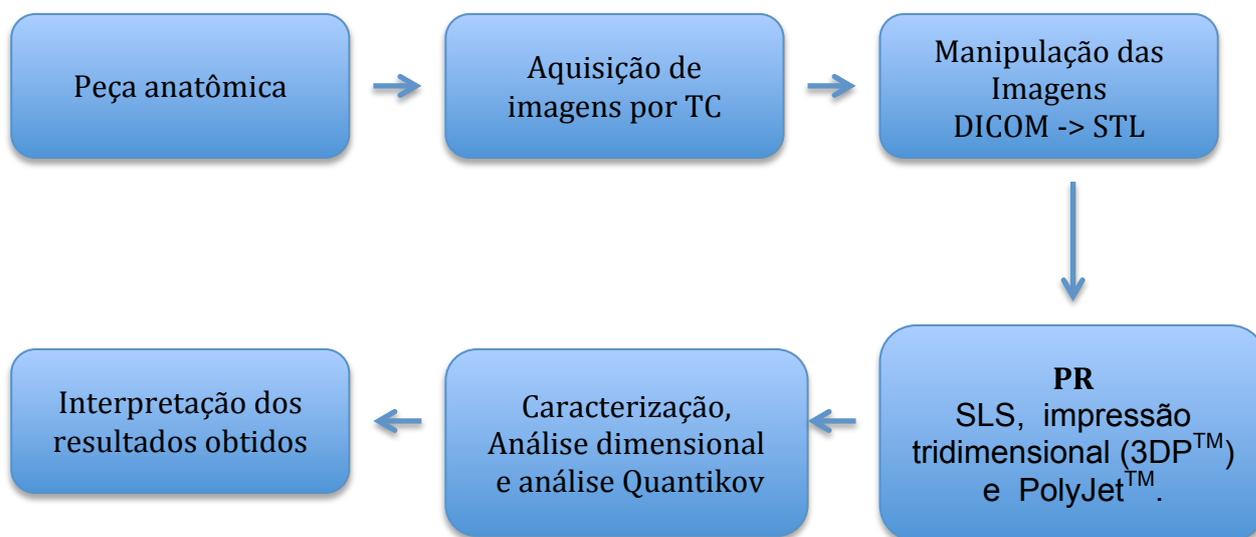


Figura 12 Imagem da peça anatômica, modelo 3D sólido DICOM, 3D sólido STL/CAD e protótipo STL.



Fonte: Autora

Foram utilizados quatro materiais distintos, sendo dois poliméricos (a poliamida, PA 2200® e o ABS), um metálico (Ti6Al4V) e dois cerâmicos (gesso e fosfato de cálcio bifásico ou BCP), Com exceção do ABS que foi utilizado na forma de fio 0,5mm, os demais foram materiais particulados (pós) com distribuição de tamanhos entre 1-44µm.

5.2 Métodos

A obtenção de imagens biomédicas através de aparelho de tomografia e o processamento de biomodelos por PR. Os arquivos destas imagens foram utilizados para a confecção dos biomodelos ou modelos físicos através das três principais técnicas de Prototipagem Rápida.

5.2.1 Peça Anatômica

A peça anatômica selecionada para o estudo é uma mandíbula humana seca, a qual possui superfície complexa e irregular. A mesma pertence ao Instituto Médico Legal de Minas Gerais (IML-MG) e foi cedida por empréstimo por prazo determinado para fins de pesquisa científica. A Figura 13 mostra a mandíbula humana utilizada neste estudo.

Figura 13 Mandíbula humana seca.



Fonte: Autora

5.2.2 Aquisição de Imagens

As imagens tomográficas da mandíbula humana seca utilizadas no presente estudo foram obtidas através de tomógrafo helicoidal multislice da marca Siemes modelo Sensation 64 detectores. A mandíbula foi acondicionada em uma caixa de isopor e

posicionada de forma a simular o posicionamento anatômico humano em supino. A Figura 14 mostra o tomógrafo Siemens, modelo Sansation 64 detectores utilizado no estudo.

Figura 14 Tomógrafo Siemens, modelo Sansation 64 detectores.



Fonte: Autora

Os parâmetros para aquisição da imagem tomográfica foram matriz 512 x 512 pixels, FOV 249 mm, Slice 0,75 mm, 120 kVp e 200 mAs. Para obtenção dos dados de imagem foi gerado um volume com intervalo de reconstrução de 0,4 mm, com filtro para partes moles.

Os dados das imagens tomográficas, no formato DICOM, foram armazenados em CD (Compact Disc), para posterior tratamento das imagens em software apropriado.

5.2.3 Manipulação das imagens DICOM para obtenção de modelo STL – CAD

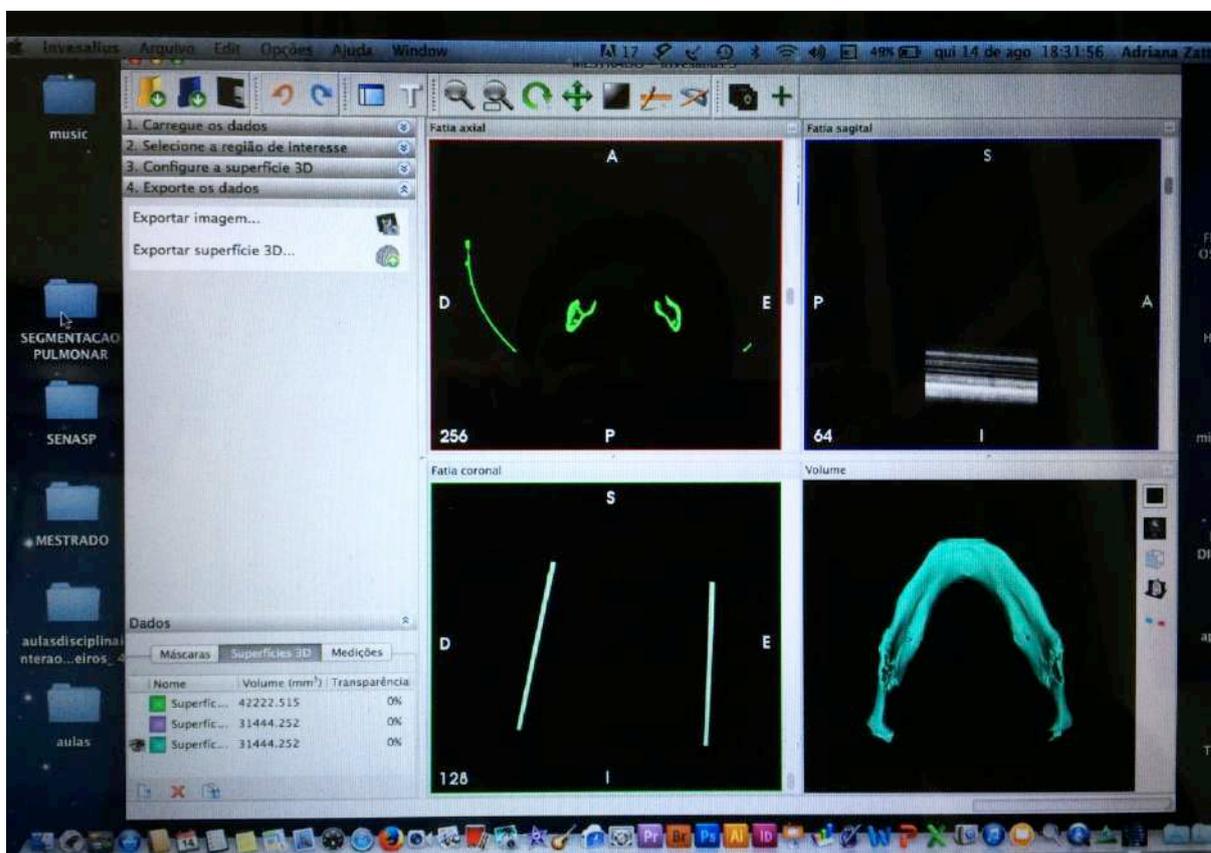
Os arquivos DICOM foram manipulados através do *software* público InVesalius, formando um modelo tridimensional CAD, no formato STL que foram enviados aos equipamentos de prototipagem.

Foi necessário ajustar um conjunto de dados de coordenadas dos arquivos DICOM, formato padrão de tomografias computadorizadas, da topografia da mandíbula. O

arquivo foi no programa InVesalius 3.0, obtido no CTI (2014) que, a partir das fatias da tomografia gera uma imagem 3D da região anatômica. Esta imagem pode ser exportada para o formato STL (formado por uma malha de triângulos), permitindo que sejam feitas as alterações necessárias nos programas de CAD adequados. O programa InVesalius permite a seleção do tecido de interesse, com base na densidade do órgão. Para a mandíbula, foi necessária a utilização de um limiar personalizado, na densidade típica para os tecidos duros. Depois de gerada a superfície em STL, utilizou-se o programa de CAD-3D CATIA V5R18, que apresenta ferramentas de edição para este formato. A superfície gerada no formato STL apresenta muitas regiões além das que foram trabalhadas, além de triângulos desconectados e falhas na malha. Para chegar a geometria desejada é necessário fazer uma correção e delimitação da geometria, utilizando, por exemplo, os comandos “Remove” (remove os triângulos selecionados) e “MeshCleaner” (verifica falhas na superfície).

A Figura 15 mostra tela do software durante refinamento das imagens obtidas da tomografia.

Figura 15 Software Público InVesalius.



Fonte: Autora

5.2.4 Confeção dos biomodelos por SLS, DMLS, 3DP™ e FDM

O biomodelo de poliamida, referência PA 2200® da EOS foi prototipado pela técnica de SLS em impressora EOS – FORMIGA P 110, confeccionado no departamento de Engenharia de Materiais da UNICAMP – SP. A Figura 16 e 17 apresenta o biomodelo da mandíbula produzida com a poliamida, e a fotografia do equipamento, respectivamente.

Figura 16 Biomodelo – Mandíbula humana - **Poliamida**



Fonte: Autora

Figura 17 Impressora SLS – equipamento modelo FORMIGA P 110



Fonte: Autora

O biomodelo de gipsita foi confeccionado em Impressora 3D - Z Corporation Z510 pela tecnologia *Inkjet printing*, confeccionado no departamento de Engenharia de Materiais da UNICAMP – SP, sendo utilizado um pó de gesso como substrato e uma base aquosa como aglutinantes (PVA e CMC). No pós processamento foi aplicado na superfície do biomodelo um agente de infiltração a base de cianocrilato. A Figura 18 e 19 apresenta o biomodelo da mandíbula produzida com Gipsita, e a fotografia do equipamento, respectivamente.

Figura 18 Biomodelo – Mandíbula humana - **Gipsita**



Fonte: Autora

Figura 19 Impressora 3D – Zcorporation Z510.



Fonte: Autora

O biomodelo em material metálico foi construído na liga de titânio (Ti6Al4V) através da técnica de sinterização direta de metais a laser (DMLS). O processo onde o metal em pó é fundido em uma peça sólida através da fusão local proporcionada por um feixe de laser de alta energia direcionado por computador de acordo com o desenho da peça. A Figura 20 e 21 mostram o biomodelo da liga de titânio confeccionado pela técnica DMLS em impressora 3D Eosint M 270, do INTC da UNICAMP – SP.

Figura 20 Biomodelo – Mandíbula humana - **Ti6Al4V**.



Fonte: Autora

Figura 21 Impressora 3D - DMLS - .EOSINT M 270



Fonte: Autora

O biomodelo de ABS foi confeccionado em impressora 3D pela técnica FDM, confeccionada em impressora que se encontra instalada no departamento de Engenharia de Materiais, CEFET – MG (Figuras 22 e 23).

Figura 22 Biomodelo – Mandíbula humana - **ABS**



Fonte: Autora

Figura 23 Impressora 3D – FDM.



Fonte: Autora

5.2.5 Caracterização Físico-Química e Análise Dimensional

A caracterização dos biomodelos foi realizada por difração de raios x e pela microscopia óptica (10 x 1,25 x 25) e a análise dimensional realizada pelo método GOM.

5.2.5.1 Fluorescência de Raios X

A técnica de espectroscopia de Fluorescência de Raios X (FRX) foi utilizada para a identificação e análise química elementar (composição química) dos diferentes materiais empregados na fabricação dos biomodelos.

Para a identificação elementar foi utilizado o espectrômetro de fluorescência de Raios X por energia Dispersiva de Raios-X, marca Shimadzu modelo EDX-720 (Figura 24). Este equipamento reúne análise rápida e precisa com um sistema composto por detector de alta sensibilidade da Shimadzu e o sistema de contagem via DSP.

Devemos ressaltar que apenas elementos acima do número atômico do sódio são identificados, como o POLIAMIDA e o ABS são materiais poliméricos, e portanto, são constituídos em sua quase totalidade de hidrogênio e/ou carbono, estes elementos não entraram o balanço de massa.

Figura 24. Espectrômetro de fluorescência de Raios X por energia Dispersiva.



5.2.5.2 Microscopia Ótica (MO)

A superfície da peça anatômica (mandíbula) e dos biomodelos processados foram observados em um estéreo microscópico óptico marca Wild Heeburgg, nas ampliações de: 100, 200, 300 e 600 vezes de aumento. A Figura 25 mostra o microscópio utilizada na análise do perfil topográfico e estrutura microscopia da superfície dos biomodelos.

Figura 25. Estereomicroscópio binocular Wild



Fonte: Autora

5.2.5.3 Análise Dimensional

Para as análises dimensionais dos biomodelos foi utilizado um scanner 3D óptico industrial marca Gom modelo Atos triplo scan, que oferecem exames precisos com resolução detalhada em altas velocidades. Os dados das medições tridimensionais e análise dos biomodelos foram feitos a partir da captura da geometria da superfície total da mandíbula e dos biomodelos. Assim a comparação é feita pela superposição entre objeto (mandíbula) e as primitivas das peças precisamente em um ponto de nuvem ou polígono malha densa. Assim pode-se medir diferentes tamanhos de objetos, acabamentos de superfície, as complexidades de forma e desvios dimensionais, com medições em 3D de alta precisão e varreduras detalhadas de alta resolução. A Figura 26 o scanner 3D óptico utilizado nas análises dimensionais completa dos biomodelos.

Figura 26. Detalhe do Scanner 3D marca Gom modelo ATOS Triple Scan.



Fonte: <http://www.gom.com/metrology-systems/3d-scanner.html>

5.2.5.4 Análise Quantikov

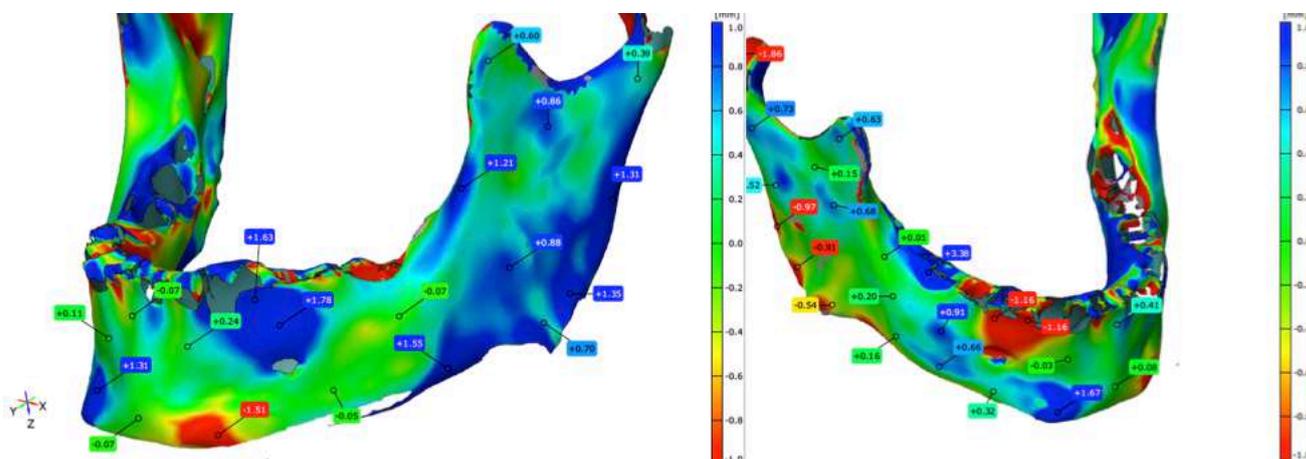
Os resultados da análise dimensional fornecidos em uma escala de cores indicam o excesso e a rarefação do protótipo em relação à matriz. Estes resultados foram analisados através do software de processamento digital de imagens - Quantikov Image Analyser permitindo a confecção de um relatório de erros através do padrão de cores.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a produção dos biomodelos estes foram digitalizados pela técnica de escaneamento 3D para comparação dimensional com o modelo virtual, apresentando diferenças na quase totalidade das peças não superiores a $\pm 2,00\text{mm}$, o que demonstra a precisão do método. A peça anatômica e os biomodelos processados foram submetidos à análise dimensional pelo método GOM, em escala de 1,0 e 0,5 mm.

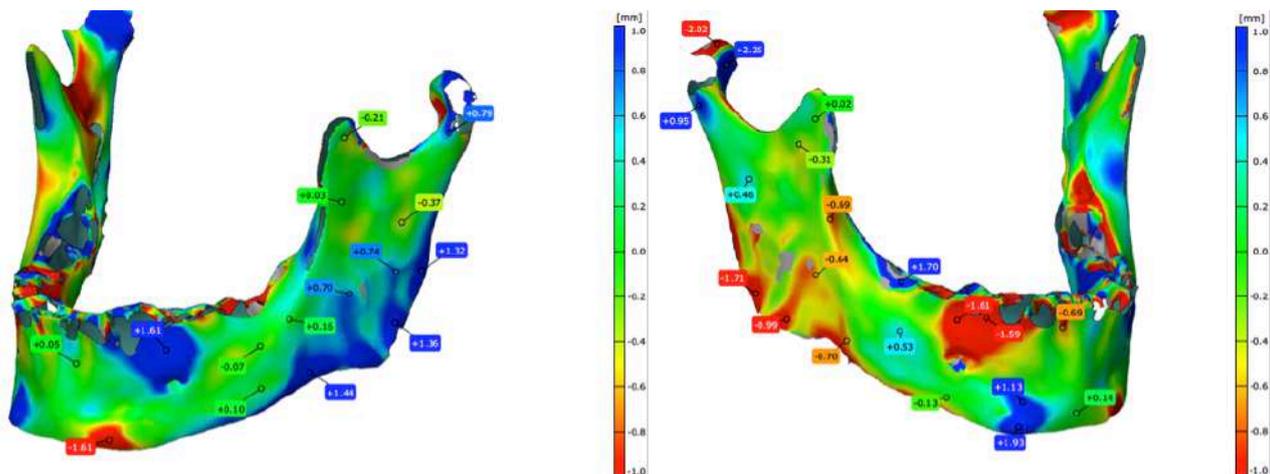
As leituras dimensionais da mandíbula e dos biomodelos foram feitos em Máquinas Tridimensionais (Ares, Coord3, usando Software ARCO CAD) no laboratório Dimensional do setor de Qualidade na empresa Nemark, Betim/MG. O controle dimensional e a comparação dos erros dos biomodelos foram conduzidos através de dimensionamento (incluindo modelo físico digitalizado), o que permitiu a análise estatística das peças para controle de processo de PR, e interpretação dos relatórios dimensionais. As Figuras 27 a 34 mostram relatórios completo das comparações entre a mandíbula e os biomodelos com os diversos materiais, com escala de 1,0 e 0,5 mm.

Figura 27. Análise dimensional GOM – Gipsita – Escala 1 mm



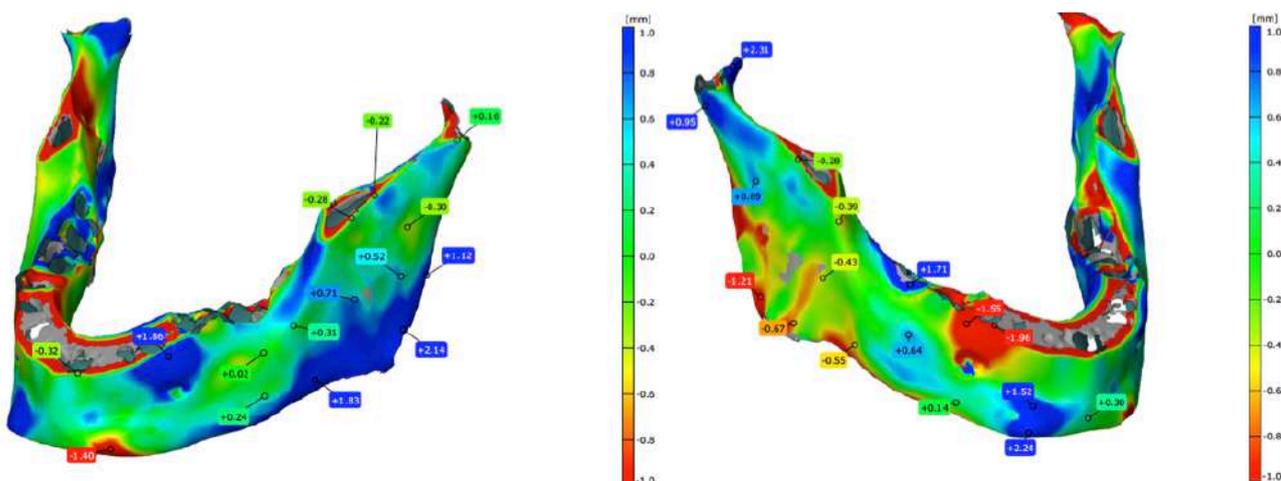
Fonte: Autora

Figura 28. Análise dimensional GOM – Poliamida – Escala 1 mm



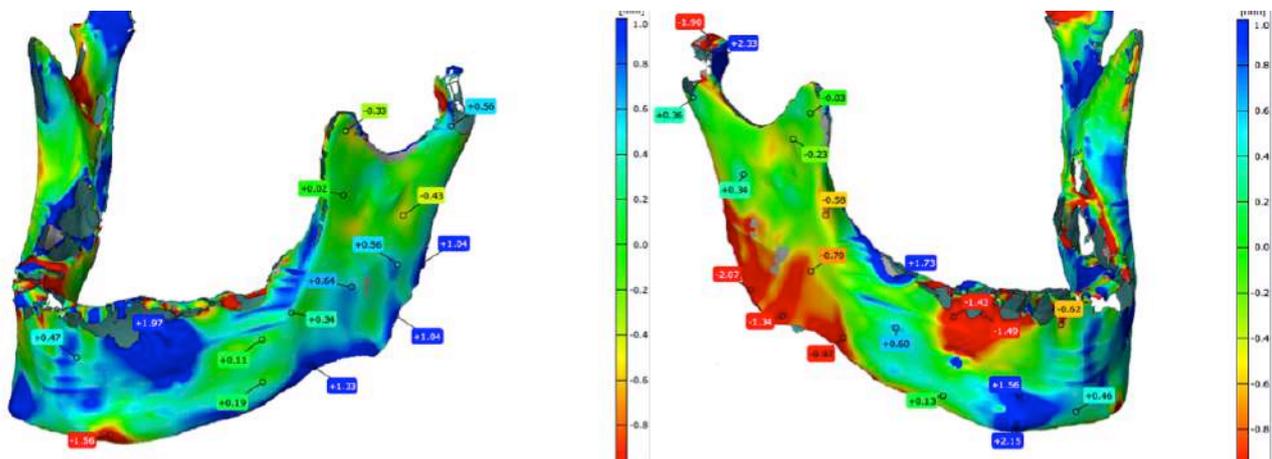
Fonte: Autora

Figura 29. Análise dimensional GOM – Ti6Al4V – Escala 1 mm



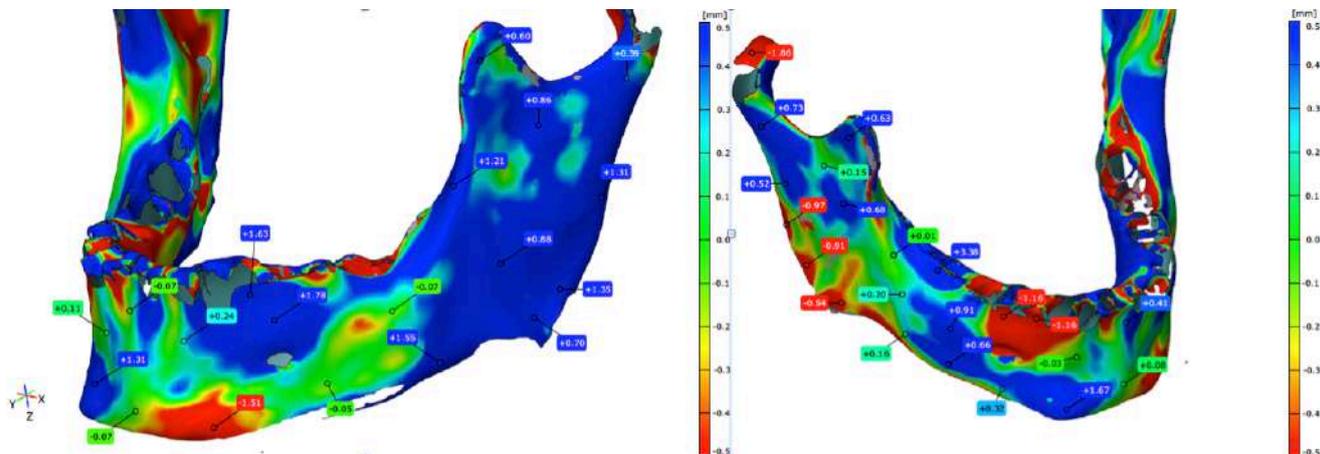
Fonte: Autora

Figura 30. Análise dimensional GOM – ABS – Escala 1 mm



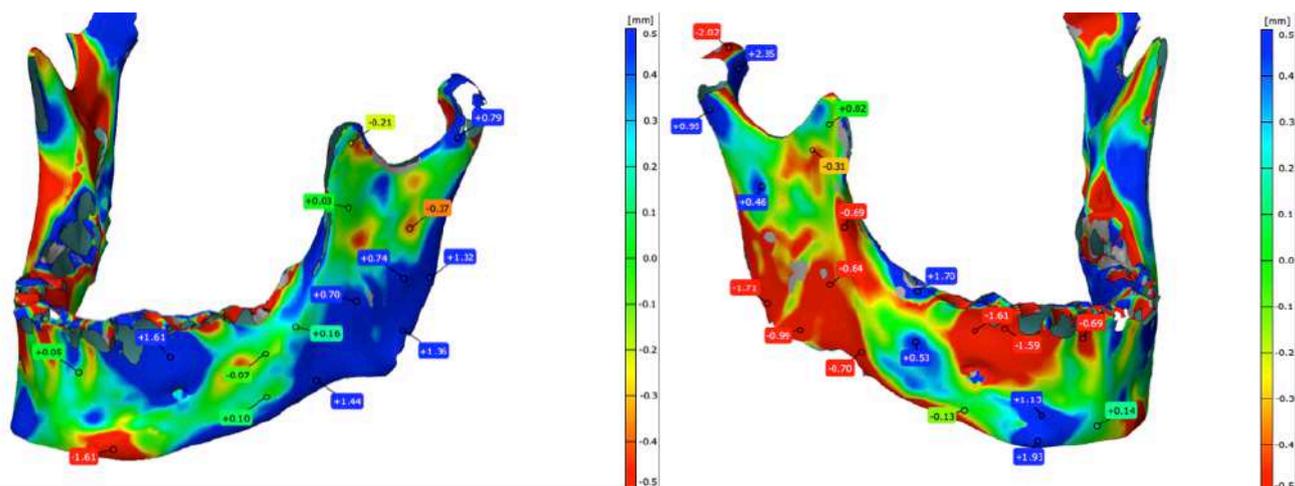
Fonte: Autora

Figura 31. Análise dimensional GOM – Gipsita – Escala 0,5 mm



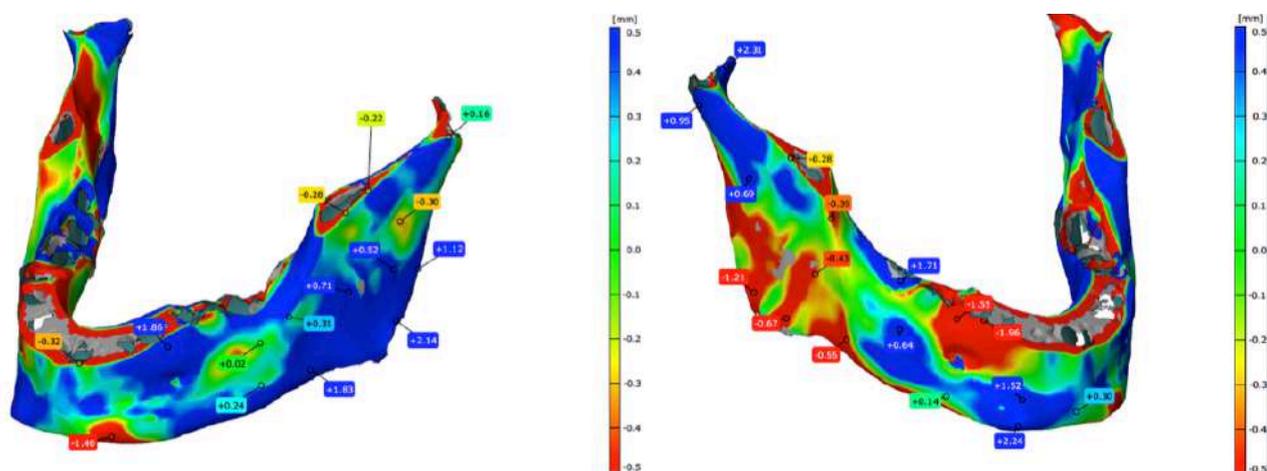
Fonte: Autora

Figura 32. Análise dimensional GOM – Poliamida – Escala 0,5 mm



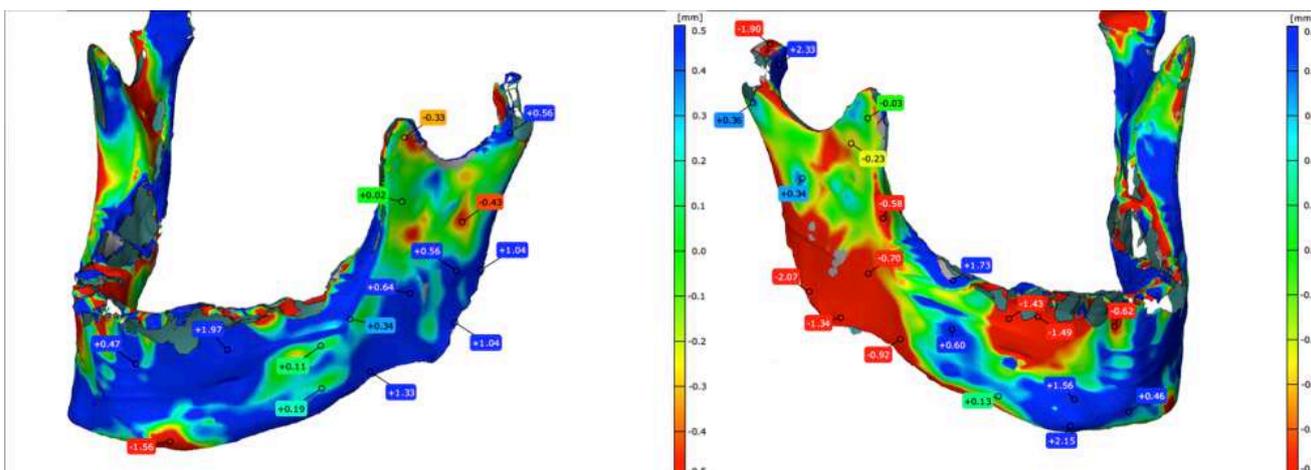
Fonte: Autora

Figura 33. Análise dimensional GOM – Ti6Al4V – Escala 0,5 mm



Fonte: Autora

Figura 34. Análise dimensional GOM – ABS – Escala 0,5 mm



Fonte: Autora

A análise das vistas laterais esquerda/direita e frontal dos biomodelos (corpo e ramo mandibular) através do programa Quantikov Image Analyser revelam uma distribuição de cotas para as escalas de 0,5mm mostrada na Tabela 2.

Tabela 2. Relatório da análise de erro – Medido pelo programa Quantikov.

Material	Percentual de desvio da cota mandíbula/biomodelo		
	Abaixo (vermelho)	Acima (azul escuro)	Aceitável (verde/amarelo/azul claro)
Gipsita	10,70	16,25	73,05
Poliamida	19,95	18,65	61,40
Ti6Al4V	9,40	15,20	75,40
ABS	21,35	23,85	54,80

Fonte: Autora

Dos 4 materiais estudados a liga de titânio e o gesso apresentaram respectivamente uma variação possivelmente tida como aceitável em relação aos erros dimensionais, apresentando cotas com intervalo da ordem de 75% dentro do programado. Estes resultados estão de acordo com a literatura (LIRA, 2008) e mostram que as técnicas DMLS (Ti6Al4V) e 3DP™ (gipsita ou gesso) são respectivamente as que apresentaram melhor aproximação aos valores esperados para estes materiais. As cotas foram da ordem de 75,40% (liga de titânio) e 73,05% (gesso) abaixo do limiar de erro de $\pm 0,25$ mm. O erro para a técnica de SLS (Poliamida) foi de 38,60% e já para a técnica FDM (ABS) observa-se um erro da ordem de 45% possivelmente pela baixa resolução, acuracidade e resolução da técnica de PR.

As Tabelas 3 a 6 mostram resultados da FRX para os 4 materiais utilizados após processamento da PR.

Tabela 3 FRX Ti6Al4V - Ti6Al4V

Elemento	Percentual
Ti	92,159
Al	2,653
V	4,589
Fe	0,219
Si	0,193
Ca	0,078
Cu	0,063
Zn	0,025
S	0,021

Fonte: Autora

Tabela 4 FRX Gipsita - $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$

Elemento	Percentual
Ca	66,886
S	25,961
P	3,954
K	1,970
Sr	0,414
Sc	0,378
Ti	0,320
Fe	0,103
Zr	0,015

Fonte: Autora

Tabela 5 FRX - Poliamida - $[\text{CO}-(\text{CH}_2)_5\text{-NH}]_n$

Elemento	Percentual
Ti	39,840
Si	20,389
Ca	15,014
P	13,079
Ba	9,404
Fe	2,274

Fonte: Autora

Tabela 6 FRX ABS - $(\text{C}_8\text{H}_8 \cdot \text{C}_4\text{H}_6 \cdot \text{C}_3\text{H}_3\text{N})_n$

Elemento	Percentual
Ti	98,329
S	0,866
Ca	0,805

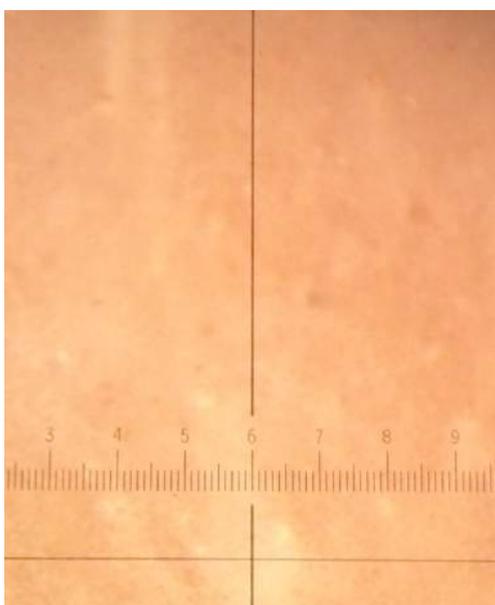
Fonte: Autora

O resultado de FRX para a liga de titânio mostra uma alteração significativa no percentual de alumínio analisado. Houve uma redução da ordem 56% em relação ao percentual nominal para esta liga (6% Al). Possivelmente a técnica de DMLS acarreta uma perda seletiva de massa durante o processo de sinterização onde o metal em pó (Ti6Al4V) é aquecido por um feixe de laser de alta energia direcionado por computador até sua fusão formando a peça sólida. A perda de massa é proporcionada pela extrema variação de temperaturas de fusão dos elementos que formam a ligas: 660,3°C para alumínio, 1.910°C para o vanádio e 1.668°C para o titânio. De acordo com a literatura tem havido avanços significativos no desenvolvimento de PR com ligas de titânio com o objetivo de aumentar suas propriedades mecânicas e controlar sua composição, apesar da oxidação superficial limitar o uso destas ligas em temperaturas superiores a 600°C (OLIVEIRA et al., 2009). Sugere-se o uso de temperatura menores e atmosferas não oxidantes para atenuar esta variação na composição.

Os demais materiais não apresentaram anomalias ou desvios na composição química, estando dentro do esperado para as condições de contornos da técnica de FRX para estes materiais.

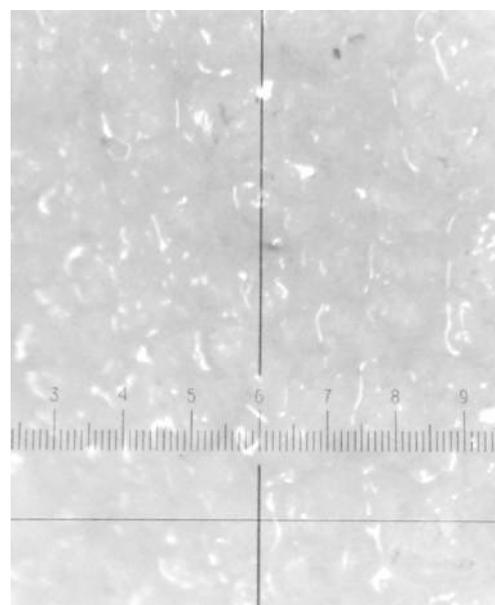
As fotomicrografias da mandíbula e dos biomodelos são apresentadas nas Figuras 35 a 40.

Figura 35. Microscopia Óptica – Peça Anatômica (mandíbula) (300x).



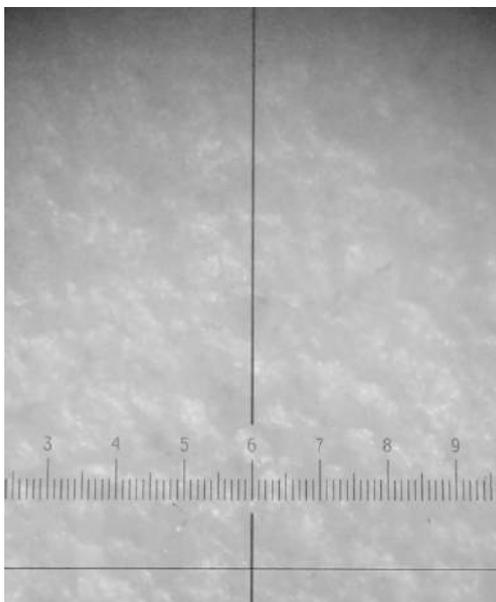
Fonte: Autora

Figura 36. Microscopia Óptica – Gipsita. (300x)



Fonte: Autora

Figura 37. Microscopia Óptica – Poliamida
(300x).



Fonte: Autora

Figura 38. Microscopia Óptica – ABS
(300x).



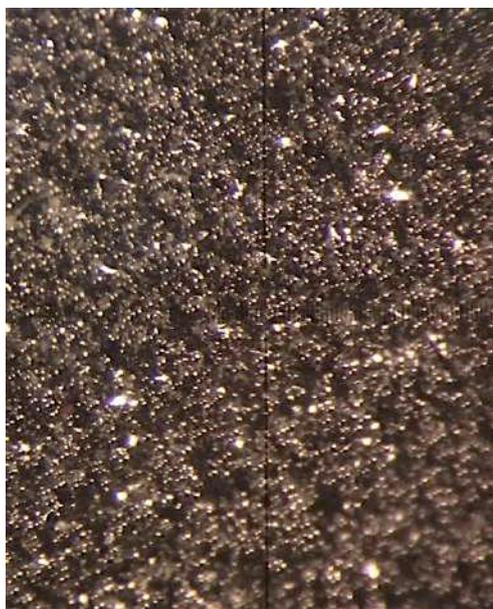
Fonte: Autora

Figura 39. Microscopia Óptica – Ti6Al4V
(100x).



Fonte: Autora

Figura 40. Microscopia Óptica – Ti6Al4V
(300x)



Foram observadas nas fotomicrografias da mandíbula uma estrutura típica para um osso desidratado. Para o gesso (gipsita) e poliamida observaram-se nestas imagens de microscopia uma textura lisa ou de relevo suave sem vazios ou falhas no preenchimento.

Para o biomodelo de ABS observou-se uma textura em camadas com espaçamento macro da ordem 1,0mm e subcamadas da ordem de 0,1mm para a técnica de FDM utilizada. A topografia deste biomodelo foi definida pela resolução do motor de movimentação do sistema, ou seja, a razão passo do fuso/número de pulsos do servo motor que definem sua resolução lateral.

Já técnica DMLS utilizada para produção do biomodelo de Ti6Al4V acarretou a formação de textura macro também rugosa, mas constituída de uma microestrutura formada pelo processo de sinterização das partículas do pó (Ti6Al4V) com dimensões de clusters abaixo de 10 μ m. O processamento com o feixe de laser de alta energia produziu pescoços com fusão parcial das partículas formando a peça sólida.

Com finalidade de pesquisa exploratória foi realizada avaliação dimensional de retração de bordas em possível scaffold constituído de um fosfato de cálcio bifásico (BCP) formado por hidroxiapatita (90%) mais o beta fosfato de tricálcico - β -TCP (10%). Estes scaffolds foram confeccionado na Impressora 3D - Z Corporation Z510 pela tecnologia *Inkjet printing*, com o uso de primer (ligante polimérico). O estudo de obtenção desses scaffold e também os biomodelos com biocerâmicas são contribuições da tese de doutorado do MSc. Felipe Zavaglia (UNICAMP), a quem agradecemos o apoio e dedicação. Na Figura 41 são mostradas duas peças (scaffolds) de BCP com diâmetro projetada (original - STL) de 10,0mm, sinterizados a 1200 e 1300°C.

Figura 41. Scaffold de BCP após processamento por PR.



Na Figura 41 a peça com maior contração de bordas foi sinterizada a 1300°C. A Tabela 7 mostra medidas realizadas em 9 peças distintas sinterizadas nas temperaturas de 1200 e 1300°C.

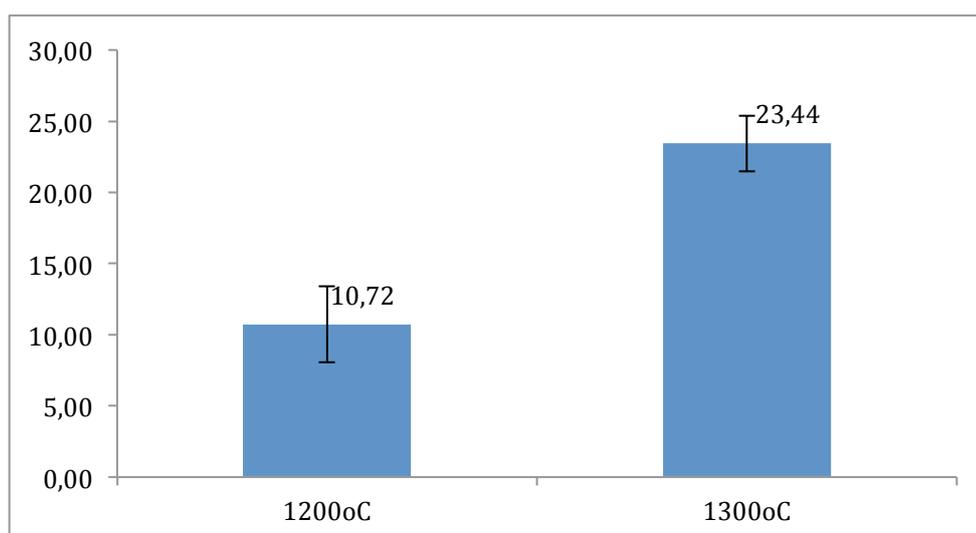
Tabela 7 Diâmetro de Scaffold de BCP após processamento em mm.

Amostra	1200°C	1300°C
1	8,90	7,50
2	9,25	7,85
3	9,30	7,80
4	8,85	7,60
5	8,60	7,70
6	8,70	7,50
7	8,75	7,50
8	8,95	7,80
9	9,05	7,65
média	8,93	7,66
Desvio padrão	0,24	0,15

Fonte: Autora

O percentual de contração de bordas ou erro dimensional para o scaffold de BCP é apresentado na Figura 42.

Figura 42. Gráfico do percentual de retração de bordas de Scaffold de BCP



Interpretação dos resultados obtidos mostram que o objetivo da pesquisa de verificar qual tecnologia possui melhor acurácia na reprodução da estrutura óssea humana, revelou que os biomodelos obtidos apresentaram 99% dos erros dimensionais inferior a $\pm 2,0\text{mm}$, sendo em sua maioria da ordem $\pm 0,25\text{mm}$ (ou seja, 75,40% abaixo deste valor para a técnica de DMLS com a liga de titânio). O possível concatenamento entre biomateriais e PR foi examinado no contexto deste estudo, permitindo mostrar as potencialidades de utilização da PR na confecção direta e indireta de próteses personalizadas, e/ou na obtenção de scaffolds (biocerâmica) para reconstrução anatômica (engenharia tecidual).

7 CONCLUSÃO

A obtenção de imagem de tomografia de uma estrutura óssea anatômica (mandíbula humana) permitiu aprimorar o protocolo de otimização das imagens e sua manipulação durante transformação do arquivo DICOM para obtenção de modelo STL – CAD.

A partir dos resultados das análises dimensionais será possível no futuro corrigir ou minimizar os erros no processamento da PR. Um tratamento da imagem e a obtenção do biomodelo no formato (STL) já com os percentuais de desvios nas regiões de dilatação ou contração da peça conforme esperado.

Produção de biomodelos da mandíbula com os quatro diferentes tipos de materiais permitiu verificar alterações dimensões, composição química e textura superficial. Foi observado no caso da liga de titânio uma redução do percentual de alumínio e textura micro e macro rugosa. E no caso do biomodelo de ABS foi observada uma textura formada por camadas originadas da resolução do PR

Dentre as técnicas de prototipagem rápida e/ou materiais aqui estudados as tecnologias DMLS para metais e *Inkjet printing* para biocerâmicas são as que fornecem maior precisão dimensional e fidelidade nas reparações anatômicas ou produção de scaffolds.

Através da análise dimensional dos biomodelos confeccionados através das técnicas de prototipagem rápida SLS, 3DPTM e PolyJet™, revelam a existência de níveis de erros dimensionais estatisticamente significativos inerentes a cada processo.

8. SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

O desfecho deste trabalho sobre aplicação da prototipagem rápida no planejamento cirúrgico traz a constatação, pelos assuntos expostos, da real interdependência entre várias áreas do conhecimento, onde se destacam: aquisição de imagens médicas, desenvolvimento de software de biomodelagem, processamento de imagens médicas por aplicativos específicos ou biomodelagem virtual, confecção dos biomodelos por processos de PR, biomateriais, planejamento cirúrgico, planejamento e confecção de implantes e próteses. Ressalta-se ainda a necessidade de aprofundar as pesquisas para estudos pré-clínico e clínicos, pois além deste caráter multidisciplinar do tema abordado, sua particularidade de ciência oriunda e voltada à aplicação prática, incluída no contexto da realização de pesquisas que revertem em benefícios reais para a sociedade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAM, M., GRZEGORZ, B., TOMASZ, D., Automated measurement of bevel gears of the aircraft gearbox using gom, *Journal of KONES Powertrain and Transport*, v.18, n.2, p.287-292, 2011.

ASHLEY, S. Rapid prototyping systems. **Mechanical Engineering**. [S.l.], v.113, n.4, p. 34-43, 1991.

ARRIETA, C., et al. Assessments of geometric erros for RP in medical applications. **Rapid Prototyping Journal** , v.18, n.6, p.431-442, 2012.

BERRY, E. et al. Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. **Med. Eng. Phys.** [S.l.], v. 19, n. 1, p. 90-96, jan. 1997.

BIBB, R. Medical modeling the application of advanced design and development techniques in medicine; **Woodhead Publishing Ltd**, CRC Press, USA, 2006.

BREME J., Titanium and titanium alloys – the biomaterials of preference. *Mem Etudes Sci Res-Metall* 86:625-37; 1989.

CENTIMFE – Centro Tecnológico da indústria de moldes, ferramentas especiais e plásticos. Disponível em: www.centimfe.com/centimfe/pt. Acesso em: 26 set. 2006.

CHIAVERINI, V. **Metalurgia do pó**. São Paulo: Édile, 352p., 1992.

CHOI, J. Y. et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg. Copenhagen**, v. 31, p. 23-32, 2002.

CLÍDIO, R. G. L., Um estudo comparative de sistemas de medição aplicáveis ao controle dimensional de superfícies livres em peças de médio e grande porte. **Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis**, 2006.

COLBORN, R.E.; BUCKLEY, D.J.; ADAMS, M.E. – *Acrylonitrile-butadiene-styrene*, 1993.

CONSTANS, A. Machining the body. **The Scientist**, Acesso em 9 mai. 2005.

CTI, Sistema InVesalius. <http://www.softwarepublico.gov.br>, Acesso em: 13 Nov. 2013.

DRSTVENSEK, I; Hren, N. I; Strojnik, T; Brajlilh, T; Valentan, B; Pogacar, V; Hartner, T. Z. “ Applications of Rapid Prototyping in Cranio-Maxilofacial Surgery Procedures”. **Internacional Journal of Biology and Biomedical Engineering**. Issue 1, volume 2, 2008.

FABER, J. et al. Rapid prototyping as a tool for diagnosis and treatment planning formaxillary canine impaction. **Orthopedics American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. v. 129, n. 4, p. 583-9, 2006.

FOUAD, Z. et al. Personalized implant for high tibial opening wedge: Combination of solid freeform fabrication with combustion synthesis process. *J Biomater Appl*, n.27, p.323-332, 2012.

GOUVEIA, M. F. Tese de doutorado. **Aplicação da Prototipagem Rápida no Planejamento de Cirurgias Crâniofaciais**, Universidade Estadual de Campinas, 2009.

HARRYSSON, O. L. A. "Direct fabrication of metal orthopedic implants using electron beam meltingtechnology". **Solid Freeform Fabrication Proceedings** p.439-446; 2003.

HIEU, L. Et al. Medical rapid prototyping applications and methods. **Assembly Automation**, v.25, n.4, p.284-292, 2005.

I.materialise 3D Printing Service. <http://i.materialise.com/materials/titanium>, Acesso em 22 Nov. 2014.

LEMPERLE, G. et al. Poliamid microspheres for intradermal implantation: Part I. Animal reserch. **Ann. Plast. Surg.**, v.26, p.57-63, 1991.

LIRA, V.M. Tese de doutorado. **Desenvolvimento de Processo de Prototipagem Rápida via Modelagem por deposição de formas sob temp. amb. de materiais alternativos** www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3151/tde.../valdemir_lira1.pdf , 2008

KAI, C. C.; JACOB, G.G.; MEI, T.. Interface between CAD and rapid prototyping systems. Part 1: A study of existing interfaces; **Int J Adv Manuf Technol**, n. 14; 1998.

MA, P. X. Scaffolds for tissue fabrication. *Materialstoday*. V.7, i5, p.30-40 May. 2004.

MEURER, E. et al. Biomodelos de prototipagem rápida em CTBMF. **Rev. Bras. Cir. Periodontia**, Curitiba, v. 1, n. 3, p. 172-180, 2003.

MOLLEÓ, I. L. "Anomalias Craniofaciais, Genética e Saúde Pública: contribuições para o reconhecimento da situação atual da assistência no Sistema Único de Saúde". Unicamp. 2004.

NARGI, G. Construção de scaffolds. **CenPRA**. São Paulo. 2010.

OLIVEIRA, M. et al. Construção de scaffolds para engenharia tecidual utilizando prototipagem rápida, **Rev. Matéria**, v.12, n.2, p.373-382, 2007.

OLIVEIRA, H.S. et al., "Caracterização Mecânica e Microestrutural da Liga Ti6Al4V após Tratamento Superficial com Laser Pulsado Nd:YAG", **Anais do 15^o Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA – XV ENCITA**, 2009

LIMA SILVA, J. J. de; Lima, A. A. A. S.; Torres, S. M. "Fraturas de face: análise de 105 casos". Revista Brasileira de Cirurgia Craniomaxilofacial / Associação Brasileira de Cirurgia Crânio-maxilo-facial. – Vol.12, n.1; Jan. 2009.

PETZOLD, R.; ZEILHOFER, H. F.; KALENDER, W. A. Rapid prototyping in medicine – basics and applications. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, Tarrytown, v. 23, n.5, p. 277-284, Sept.-Oct., 1999.

SACHS, E. et al. Three dimensional printing: rapid tooling and prototypes Directly from a CAD model. **J. of Engineering for Industry**. v. 114, p. 481-8, Nov., 1992.

SAIJO, H. et al. Maxillofacial reconstruction using custom-made artificial bones fabricated by inkjet printing technology . **The Japanese Society for Artificial Organs**, v.12, p.200-205, 2009.

SILVA, et al. Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser (SLS) e de impressão tridimensional (3DP™), a partir de imagens de tomografia computadorizada, na reprodução da anatomia craniomaxilar: estudo in vitro. **Revista Virtual de Odontologia da Academia Tiradentes de Odontologia**. a.5, n. 1, jun. 2005.

STRATASYS. WWW.stratasys.com. Acesso em 22 nov. 2014.

TANG, Y. et al. Accuracy analysis and improvement for direct laser sintering. Disponível em <https://dspace.mit.edu/bitstream/1721.1/3898/2/IMST001.pdf>. Acesso em: 1 jul. 2013.

THALI, DIRNHOFER, VOCK – The Virtopsy Approach 3D Optical and Radiological Scanning and Reconstruction in Forensic Medicine, 2009.

THE ECONOMIST. Press 'print' for body parts. 12:10(US); Jun 2004.

WINDER, J.; BIBB, R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for applications in oral and maxillofacial surgery. **J. Oral Maxillofac. Surg.** v. 63, p. 1006-15, 2005.

VOLPATO, N. "**Prototipagem Rápida Tecnologias e Aplicações**". São Paulo, Edgard Blücher, 244p; 2007.

WOHLERS T. "Wohlers Report 2007 - State of the Industry - **Annual Worldwide Progress Report**". Wohlers Associates Inc, 2007.

WOHLERS, T. "Wohlers Report 2008 – State of the Industry – **Annual Worldwide Progress Report**", Colorado, USA, Wohlers Associates, Inc, 2008.

YAN, J. et al., Crosslinking Characteristics and mechanical properties of an injectable biomaterial composed of polypropylene fumarate and polycaprolactone copolymer. **J. Biomater Sci Polym.** p. 489-504, 2011.