

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais

**CONTRIBUIÇÃO AO ESTUDO DA PROTOTIPAGEM RÁPIDA, DIGITALIZAÇÃO
TRIDIMENSIONAL E SELEÇÃO DE MATERIAIS NO DESIGN DE IMPLANTES
PERSONALIZADOS**

Liciane Sabadin Bertol

Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia

Porto Alegre
2008

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais

CONTRIBUIÇÃO AO ESTUDO DA PROTOTIPAGEM RÁPIDA, DIGITALIZAÇÃO
TRIDIMENSIONAL E SELEÇÃO DE MATERIAIS NO DESIGN DE IMPLANTES
PERSONALIZADOS

Liciane Sabadin Bertol
Engenheira de Materiais

Trabalho realizado no Departamento de Materiais da Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais - PPGEM, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia.

Área de Concentração: Ciência e Tecnologia dos Materiais

Porto Alegre
2008

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de Mestre em Engenharia, área de concentração Ciência e Tecnologia dos Materiais e aprovada em sua forma final, pelo Orientador e pela Banca Examinadora do Curso de Pós-Graduação.

Orientador: Prof. Dr. Wilson Kindlein Júnior

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Vilson João Batista
DEMEC / UFRGS

Prof. Dr. Aurelício Novaes Silva Júnior
Odontologia / ULBRA

Prof. Dr. Luis Alberto Santos
DEMAT / UFRGS

“Nós captamos, dentro de uma limitada faixa de ondas, fótons defletidos de objetos e, a partir deles, construímos cores. Nós captamos esparsas vibrações do ar, dentro de uma estreita banda de frequência e fazemos com que se tornem sons. Nós captamos, do ar e das águas, vapores de substâncias químicas e as transformamos em odores e paladares. E, assim, criamos um maravilhoso mundo em torno de nós, o qual é, apenas, o mágico produto de nossos sistemas sensoriais e de nossa mente. Nada disso existe lá fora. Na verdade, o universo é incolor, insípido, inodoro e silencioso”.

(Jorge Martins de Oliveira)

AGRADECIMENTOS

A todos que compartilharam as angústias e os sucessos ao longo deste processo de construção, ou que de uma forma ou de outra contribuíram para a realização deste trabalho.

À minha família, pela presença sempre confortadora. À minha mãe Clédia, pelo apoio incondicional e incentivo constante. À minha irmã Franciele, por trazer tanta alegria à minha vida.

Ao meu orientador, professor Wilson Kindlein Júnior, por seu entusiasmo contagiante pelo design. E por ter mantido sempre, no decorrer do trabalho, a serenidade no momento de dúvida, a firmeza na hora da decisão e o respeito na observação das minhas escolhas.

Aos colegas e amigos do Laboratório de Design e Seleção de Materiais (LdSM), pelos ensinamentos, pelo agradável ambiente de trabalho e ótimos momentos vividos juntos. Ao Fábio, Felipe e André, pelo carinho, amizade, companheirismo e empenho para fazer o design com conteúdo.

Aos professores do Departamento de Materiais e do PPGEM, pelo acolhimento nesta casa. Ao professor Luis Alberto Santos e a equipe do Labiomat, pelo apoio, colaboração e fornecimento de material.

À empresa PROMM e ao Medeiros, por incentivar e acreditar na pesquisa e também pelo fornecimento de material.

Ao Instituto Fraunhofer IFAM, pela oportunidade de crescimento pessoal e profissional. Em especial, a Frank Petzoldt, Claus Aumund-Kopp e Andreas Burblies, pelo acolhimento e seriedade no trabalho.

Aos órgãos públicos CNPq, FINEP e CAPES, pelos recursos que propiciaram o desenvolvimento desta pesquisa.

A todos que me fazem acreditar.

SUMÁRIO

ÍNDICE DE FIGURAS	8
LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS, SÍMBOLOS E SIGNIFICADOS	12
RESUMO	14
ABSTRACT	16
INTRODUÇÃO.....	18
1. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	21
1.1. Design.....	21
1.2. Biomateriais.....	21
1.2.1. Definições.....	22
1.2.2. Requisitos dos Biomateriais	23
1.2.3. Classificação.....	24
1.2.4. Biomateriais Metálicos.....	25
1.2.6. Biomateriais Cerâmicos.....	30
1.2.7. Campo de Aplicação dos Biomateriais.....	31
1.3. O osso como Material.....	33
1.3.1. Características do Osso.....	33
1.3.2. O Esqueleto Crânio-Maxilofacial.....	34
1.3.3. Indicações para Tratamento Ósseo Operatório.....	35
1.4. Digitalização Tridimensional	37
1.5. Sistemas CAD/ CAE/ CAM	40
1.6. Prototipagem Rápida	43
1.6.1. Princípio da Prototipagem Rápida.....	43
1.6.2. Vantagens e Limitações.....	45
1.6.3. Aplicações	46
1.6.4. Tipos de Tecnologias de Prototipagem Rápida.....	47
1.6.5. Etapas de Planejamento para o Processo de Prototipagem Rápida.....	54
1.6.6. Prototipagem Rápida na Área Médica.....	57
1.6.7. Customização em Massa	67
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	70
2.1. Obtenção de Implantes via Modelagem Manual.....	70
2.2. Obtenção de Implantes via Digitalização Tridimensional.....	71
2.3. Obtenção de Implantes via Usinagem	73

2.4.	Obtenção de Implantes via Sinterização a Laser	75
2.4.1.	Preparação do Pó	75
2.4.2.	Sinterização a Laser	76
2.4.3.	Controle de Qualidade	79
2.4.4.	Análise de Elementos Finitos (FEA)	79
3	RESULTADOS E DISCUSSÃO	82
3.1.	Obtenção de Implantes via Modelagem Manual	82
3.2.	Obtenção de Implantes via Digitalização Tridimensional	84
3.3.	Obtenção de Implantes via Usinagem	88
3.4.	Obtenção de Implantes via Sinterização a Laser	98
3.4.1.	Propriedades Físicas	98
3.4.2.	Estruturas Suporte	99
3.4.3.	Inclinação Máxima do Modelo	102
3.4.4.	Estrutura Interna	103
3.4.5.	Controle de Qualidade	105
3.4.6.	Análise de Elementos Finitos (FEA)	106
4.	CONCLUSÕES	119
4.1	Sugestões para Trabalhos Futuros	122
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	123

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Exemplos de dispositivos metálicos para implantes ortopédicos.	26
Figura 2 - Placas para fixação de fraturas faciais	28
Figura 3 - Seção transversal do fêmur.	33
Figura 4 - Representação esquemática dos ossos do crânio.	34
Figura 5 – Tomógrafo.....	38
Figura 6 – Equipamento para Digitalização Tridimensional a Laser modelo Digimill 3D®	39
Figura 7 - Simulação do processo de injeção de um porta-ovos de refrigerador.	42
Figura 8 - Representação de um modelo CAD e sua versão STL.	44
Figura 9 - Desenho esquemático da fabricação de um modelo médico camada por camada.....	44
Figura 10 - Desenho esquemático do processo de usinagem por fresamento.	48
Figura 11 - Processo de estereolitografia.	49
Figura 12 - Equipamento SLS instalado nas dependências do Cenpra/ Campinas.	50
Figura 13 - Esquema de um sistema de sinterização a laser.....	51
Figura 14 - Modelos fabricados no Cenpra/ Campinas através do processo SLS.....	51
Figura 15 - Equipamento de EOS utilizado para metais: <i>Direct Metal Laser Sintering</i> (DMLS)..	52
Figura 16 - Biomodelo utilizado para a modelagem de placas para reconstrução de mandíbula.	58
Figura 17 - Protótipo da estrutura óssea perdida pelo paciente.....	59
Figura 18 - Biomodelo utilizado para a confecção de um modelo em cera do implante.	62
Figura 19 - Biomodelo utilizado para a pré-modelagem de placas de titânio e planejamento cirúrgico.....	62
Figura 20 - Biomodelo do paciente	63
Figura 21 - <i>Design</i> do implante realizado em ambiente virtual.	67
Figura 22 - Biomodelo do paciente, apresentando no detalhe defeitos na região do osso zigomático e assoalho de órbita.....	70
Figura 23 - Funcionamento do eixo Z do equipamento CNC Digimill 3D.....	72
Figura 24 - Modelo tridimensional da estrutura óssea da paciente.	74
Figura 25 - Misturador de pós utilizado.	76

Figura 26 - Equipamento de sinterização a laser modelo EOSINT M 250X	77
Figura 27 - Biomodelo contendo o modelo em cera modelado manualmente para a restauração do defeito ósseo.....	82
Figura 28 - Implante para reparo de defeito ósseo no zigomático e assoalho de órbita, feito de cimento ósseo contendo em seu interior uma malha de titânio.....	83
Figura 29 - Detalhe do posicionamento do implante no biomodelo do paciente.....	84
Figura 30 - Procedimento cirúrgico para a colocação do implante.....	84
Figura 31: Protótipo da cavidade articular do paciente.....	85
Figura 32 - Modelo digital obtido através da varredura da peça em resina epóxi pelo scanner tridimensional a laser.....	85
Figura 33 - Cavidade articular em UHMWPE.....	86
Figura 34 - Radiografia da paciente após a cirurgia.....	87
Figura 35 - Cirurgia de substituição de mandíbula e cavidade articular.....	87
Figura 36 - Modelo tridimensional da estrutura óssea mostrando (em vermelho) a região que será removida para facilitar o processamento das imagens.....	89
Figura 37 - Modelo de prótese obtido através de uma operação de espelhamento em relação ao lado direito da mandíbula.....	89
Figura 38 - Posicionamento da prótese (em azul) no modelo virtual.....	90
Figura 39 - Modelo físico obtido a partir do componente projetado através de usinagem CNC; a) resultado obtido a partir da usinagem da parte superior do componente; b) modelo final.....	90
Figura 40 - Teste qualitativo realizado para a validação da técnica.....	91
Figura 41 - Protótipo da prótese de mandíbula constituído de estrutura metálica, resina epóxi e resina poliéster.....	92
Figura 42 - Posicionamento do protótipo no biomodelo do paciente.....	92
Figura 43 - Modelo projetado para a estrutura do côndilo; a) modelo virtual, obtido através de dados tomográficos do paciente; b) modelo físico criado para o protótipo.....	93
Figura 44 - Comparação dimensional do modelo físico produzido por usinagem CNC e do modelo virtual projetado em CAD.....	94
Figura 45 - Estrutura metálica produzida em titânio pelos processos de conformação mecânica, usinagem e soldagem.....	95
Figura 46 – Prótese final, confeccionada em titânio e α -TCP.....	95

Figura 47 - Representação do posicionamento do componente protetor da cavidade articular.....	96
Figura 48 - Posicionamento da prótese no biomodelo da paciente.	97
Figura 49 - Modelo digital do implante com as estruturas suporte geradas pelo <i>software</i> Viscam RP.....	100
Figura 50 - Exemplos de estruturas suporte investigados	100
Figura 51 - Modelo de mandíbula e estruturas suporte confeccionados pelo processo de DMLS.....	101
Figura 52 - Protótipo após ser removido da plataforma	101
Figura 53 - Modelo posicionado na direção vertical.	102
Figura 54 – Corpos-de-prova produzidos para investigar a influência do ângulo de inclinação do modelo em relação à plataforma.	103
Figura 55 - Diferentes estruturas internas testadas para o modelo de implante.	103
Figura 56 - Exemplos de estruturas que não obtiveram sucesso na construção.....	104
Figura 57 - Vista interna do implante; a) modelo virtual; b) modelo físico.....	104
Figura 58 - Modelo físico produzido por sinterização a laser, baseado em dados de tomografia computadorizada.....	105
Figura 59 - Comparação tridimensional entre o modelo físico produzido e o modelo CAD original	106
Figura 60 - Representação CAD da mandíbula humana como malha tridimensional de elementos finitos.....	108
Figura 61 - Restrições assumidas no modelo de elementos finitos. Dois pontos fixados nas direções [x,y,z] e um ponto fixado apenas na direção [z].....	109
Figura 62 - Inserções dos diferentes músculos da mastigação	110
Figura 63 - Comportamento do modelo de mandíbula na aplicação de diferentes situações de carregamento.....	113
Figura 64 - Campos de tensão <i>von Mises</i> no corpo da mandíbula para o modelo vazado....	114
Figura 65 - Tensões <i>von Mises</i> no corpo da mandíbula para o modelo volumétrico.....	114
Figura 66 - MPTO do modelo volumétrico 3D sob carregamento simétrico incisivo.....	116
Figura 67 - Distribuição de porosidade ótima obtido para a prótese; a) geral; b) detalhe.....	117
Figura 68 - Modelo obtido pelo método MPTO, fabricado em Ti-6Al-4V por sinterização a laser.....	118

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais polímeros utilizados como biomateriais.....	29
Tabela 2 - Implantes para reparo e substituição do sistema esquelético, suas funções e biomateriais utilizados.....	32
Tabela 3 - Áreas de aplicação típicas de protótipos obtidos por prototipagem rápida.....	47
Tabela 4 - Propriedades de peças de Ti-6Al-4V produzidas por DMLS e forjamento.	53
Tabela 5 - Técnicas do equipamento EOSINT M250X utilizado.	77
Tabela 6 - Parâmetros de sinterização a laser para o pó testado.....	78
Tabela 7 - Valores de densidade e dureza obtidos para as amostras sinterizadas a laser...	99
Tabela 8: Orientação das forças exercidas pelos músculos do lado esquerdo da mandíbula, e magnitude das forças em ambos os lados, nas seguintes situações: mordida incisiva simétrica, mordida com o canino do lado esquerdo, mordida com os molares do lado direito.....	111
Tabela 9: Propriedades da liga de titânio utilizadas para os cálculos.....	111

LISTA DE ABREVIACOES, SIGLAS, SÍMBOLOS E SIGNIFICADOS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3DP	Impressão Tridimensional
α - TCP	Trifosfato de cálcio tipo α
ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAD	<i>Design</i> Assistido por Computador (do inglês, <i>Computer-Aided Design</i>)
CAE	Engenharia Assistida por Computador (do inglês, <i>Computer-Aided Engineering</i>)
CAM	Manufatura Assistida por Computador (do inglês, <i>Computer-Aided Manufacturing</i>)
Cenpra	Centro de Pesquisa Renato Archer
CFC	Cimento de Fosfato de Cálcio
CNC	Controle Numérico Computacional
DLS	Sinterizao Direta a Laser (do inglês, <i>Direct Laser Sintering</i>)
DMLS	Sinterizao Direta a Laser de Metal (do inglês, <i>Direct Metal Laser Sintering</i>)
EAS	Cirurgia Assistida por Engenharia (do inglês, <i>Engineering Assisted Surgery</i>)
FDM	Modelagem por Fusão e Depositao (do inglês, <i>Fused Deposition Manufacturing</i>)
FEA	Análise de Elementos Finitos (do inglês, <i>Finite Elements Analysis</i>)
HSM	Usinagem a Alta Velocidade (do inglês, <i>High Speed Machining</i>)
IFAM	<i>Institut für Fertigungstechnik und angewandte Materialforschung</i>
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>
IJM	Impressão a Jato de Tinta (do inglês, <i>Ink Jet Manufacturing</i>)
IRM	Imagem de Ressonância Magnética
LdSM	Laboratório de Design e Seleo de Materiais

MPTO	<i>Multi Phase Topology Optimization</i>
NC	Controle Numérico
PDMS	Poli(dimetil siloxano)
PET	Poli(tereftalato de etileno)
PGA	Poli(ácido glicólico)
PLA	Poli(ácido lático)
PMMA	Poli(metacrilato de metila)
PROMM [®]	Promm Indústria de Materiais Cirúrgicos Ltda.
PTFE	Poli(tetrafluor etileno)
PVC	Poli(cloreto de vinila)
RP	Prototipagem Rápida (do inglês, <i>Rapid Prototyping</i>)
RX	Raios X
SLA	Estereolitografia
SLM	Fusão Seletiva a Laser (do inglês, <i>Selective Laser Melting</i>)
SLS	Sinterização Seletiva a Laser (do inglês, <i>Selective Laser Sintering</i>)
STL	Formato padrão na indústria para sistemas de prototipagem rápida (do inglês, <i>Stereolithography</i>)
TC	Tomografia Computadorizada
Ti-6Al-4V	Liga metálica de titânio contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
UHMWPE	Polietileno de ultra-alto peso molecular
®	Marca registrada

RESUMO

O crescente aumento na expectativa de vida da população vem exigindo melhorias e atualizações a diversas áreas da ciência. Em decorrência disso, verifica-se que as fronteiras entre as diferentes áreas do conhecimento estão cada vez mais tênues, permitindo a sinergia entre as áreas e ações cooperativas, proporcionando melhorias significativas na resposta dada à sociedade em geral. Tal fenômeno ocorre na área relacionada a implantes ortopédicos, onde equipes de médicos, programadores, *designers* e engenheiros vêm desenvolvendo conjuntamente técnicas auxiliares de planejamento e execução cirúrgica, seleção de materiais adequados para utilização como implantes, *softwares* de visualização gráfica médica, *design* e fabricação de implantes personalizados, bem como a otimização dos mesmos. Tais medidas, realizadas por grupos interdisciplinares, representam grande avanço para a ciência e para a qualidade de vida da população.

Neste sentido, o objetivo geral do presente trabalho foi o estudo das metodologias atualmente utilizadas para a obtenção de implantes personalizados para a reconstrução de defeitos craniofaciais. Buscou-se utilizar ferramentas da engenharia, *design* e computação gráfica para fornecer soluções para tais situações da área médica. Foram utilizadas técnicas de prototipagem rápida, sistema CAD/CAE/CAM, seleção de materiais, digitalização tridimensional a laser e *softwares* de visualização tridimensional de imagens médicas para o *design* e fabricação de implantes adaptáveis às necessidades individuais de cada paciente.

Este trabalho estudou como os sistemas CAD/CAE/CAM e especialmente a prototipagem rápida, técnicas tradicionalmente utilizadas para aplicações industriais, podem contribuir para o aprimoramento de implantes ortopédicos. Foram estudados casos de diferentes pacientes com necessidade de reconstrução óssea facial decorrente de fraturas ou tumores. Seguindo o método tradicional de fabricação de implantes personalizados, modelos do crânio dos pacientes foram produzidos por prototipagem rápida e permitiram que os implantes fossem manualmente moldados para se adaptarem à estrutura anatômica do paciente em questão. Verificou-se a possibilidade de

fabricação de implantes com alta complexidade geométrica, ocasionando melhora no posicionamento dos mesmos quando implantados, bem como redução no tempo de cirurgia. O método virtual de fabricação de implantes personalizados, estado da arte na área, foi utilizado para o *design* e fabricação de uma prótese de mandíbula. Tal método dispensou a utilização de modelos físicos do crânio do paciente, permitindo que a prótese fosse projetada em ambiente virtual e diretamente produzida no material adequado para ser implantado. As técnicas estudadas para a fabricação de implantes foram usinagem CNC seguida de moldagem, e sinterização seletiva a laser da liga Ti-6Al-4V. Ambas as técnicas obtiveram resultados positivos, sendo que a usinagem CNC possui a vantagem de ser uma técnica largamente difundida no mercado. Os modelos produzidos por sinterização seletiva a laser apresentaram propriedades físicas adequadas para a aplicação (como densidade de 97%, por exemplo), além de possuírem vantagens intrínsecas à técnica, como a possibilidade de fabricação de modelos de grande complexidade geométrica, baixo peso (por possuírem vazios em seu interior), além de permitirem a fabricação de modelos otimizados, simulados previamente em ambiente virtual.

Palavras-chave: prototipagem rápida, usinagem CNC, digitalização tridimensional a laser, seleção de materiais, implantes personalizados.

ABSTRACT

The increase in life expectancy of the general population is constantly demanding improvements and updates in different fields of the science. In this way, it is possible to observe that the borders among the different areas of the knowledge are very thin, leading to synergy between the areas and cooperative actions, resulting in improvements and better solutions for the problems of general society. This phenomenon occurs in the area related to orthopedic implants, where medical teams, programmers, designers and engineers develop together techniques to help on surgical planning and execution, selection of materials suitable for implantations, *softwares* for medical images, design and manufacturing of customized implants, as well as their optimization. These actions represent great improvements to science and to the life quality of the society.

The objective of this work is to use engineering, design and computer graphic tools to give solutions for challenges in the medical field. Techniques such as rapid prototyping, CAD/CAE/CAM systems, material's selection, three-dimensional laser scanning and medical *softwares* are used in order to design and manufacture customized orthopedic implants, suitable with the individual needs of each patient.

This work investigated how CAD/CAE/CAM systems and rapid prototyping, techniques traditionally used for industrial applications, can help to improve orthopedic implants. Different cases of patients that needed facial reconstruction due to fractures or tumors were studied.

According to the traditional method for production of customized implants, models of the patient skulls were manufactured through rapid prototyping, allowing to mould the implant directly on the physical model, so the implant could fit exactly in the patient's anatomic structure. The feasibility of the manufacture of implants with high geometry complexity was also proved, leading to best fit of the implants in the patient during the surgery, as well as reduction of the surgery time. The virtual method for the production of customized implants, state of the art in the area, was used for the design

and manufacturing of mandible prostheses. This method has no need of a physical model of the skull, making the design completely feasible in virtual environment and the model could be produced directly in the suitable material. The manufacturing technologies investigated were CNC milling and direct laser sintering of Ti-6Al-4V alloy. Both techniques presented positive results, and CNC milling has the advantage to be a very widespread technology. The models produced through direct laser sintering presented suitable physical properties (such as 97% density) and have some advantages intrinsic to the method, such as the feasibility of geometric complex models, light weight (because of the holes and pores inside), as well as the production of optimized structures, previously simulated in virtual environment.

Key words: rapid prototyping, CNC milling, three-dimensional scanning, material's selection, customized implants.

INTRODUÇÃO

O reparo de defeitos cranianos é necessário para propiciar proteção neural e é esteticamente desejável. Tumores, traumas, doenças e defeitos congênitos geram a necessidade de reconstrução óssea. O tratamento de defeitos craniofaciais é um desafio à equipe cirúrgica e, freqüentemente, envolve cirurgias múltiplas, algumas de alto custo, porém, em alguns casos, os resultados obtidos não são satisfatórios. Nesse sentido, há uma preocupação contínua no aprimoramento e desenvolvimento de novas metodologias de tratamento.

Na Engenharia, o rápido desenvolvimento tecnológico do último meio século trouxe modificações de suma importância nas mais variadas áreas. Uma das revoluções está ligada ao *design* e à fabricação de modelos industriais. O CAD (*computer-aided design*) envolve a criação de figuras com um computador, auxiliando o profissional no processo de criação do produto e é, atualmente, uma ferramenta indispensável para a indústria tecnológica. A associação do CAD ao CAM (*computer-aided manufacturing*) proporcionou uma revolução nos procedimentos envolvidos na concepção e no *design* de peças mecânicas, projetos arquitetônicos entre outros. Através das modernas tecnologias de prototipagem rápida (RP), podem se construir protótipos reais a partir de um modelo gerado em um sistema CAD de forma rápida, automatizada e totalmente flexível. Assim, o engenheiro pode ter em mãos, em curto espaço de tempo, um modelo físico que pode ser testado em situações práticas.

Em diversos ramos da ciência aplicada, há um grande interesse em se reconstruir imagens tridimensionais a partir de suas seções transversais, tais como imagens médicas, modelagem geológica, paleontologia e sistemas de fabricação industrial. No caso de imagens médicas, pode-se citar a Tomografia Computadorizada (TC) e a Ressonância Magnética (IRM), que são duas técnicas comuns para capturar informações de detalhes anatômicos dos pacientes, as quais são armazenadas como imagens bidimensionais. Os dados obtidos por esses sistemas de imagens médicas são, em geral, um conjunto de fatias paralelas uniformemente espaçadas, representando seções transversais do objeto sob investigação.

No final dos anos 80, foram integradas às imagens biomédicas as técnicas de prototipagem rápida, tornando possível a obtenção de biomodelos sólidos que reproduzem as estruturas anatômicas, provocando, assim, uma revolução nos procedimentos cirúrgicos. Os modelos permitem a mensuração de estruturas, planejamento cirúrgico e servem como base para a fabricação de implantes personalizados.

Atualmente, a prototipagem rápida permite a manufatura de implantes personalizados e próteses anteriormente ao procedimento cirúrgico. Iniciando com imagens de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, os implantes podem ser projetados especialmente para determinado paciente e com formas e propriedades mecânicas otimizadas. Para isso, utiliza-se apenas informação digital, desconsiderando todos os tipos de modelos físicos, obtendo-se diretamente o implante final. Tal avanço foi possível graças ao desenvolvimento continuado de *hardwares* e *softwares* na aquisição e manipulação de imagens, desenvolvimento de novos materiais e refinamento dos processos de fabricação, permitindo que materiais biocompatíveis sejam processados e utilizados como implantes.

A fabricação de próteses sob medida vem se tornando um campo de grande interesse dentro da Engenharia Biomédica. Dentre os principais argumentos apresentados pelos seus defensores destacam-se a redução do tempo de cirurgia, melhores resultados estéticos e redução do risco de infecção. Entretanto, a fabricação de prótese de acordo com a necessidade do paciente apresenta um custo maior e exige o domínio de uma tecnologia ainda incipiente, quando comparada aos métodos tradicionais de moldagem *in-situ* e próteses padronizadas. A tecnologia de fabricação para confecção de próteses sob medida ainda é incipiente, visto que se apresenta como uma nova demanda de caráter interdisciplinar por exigir uma ação sinérgica das diversas áreas envolvidas com as devidas competências no atendimento do paciente e sua necessidade. Envolve, além da medicina, o processamento de imagens; o uso de sistemas CAD para reconstrução tridimensional, sistemas CAM, processos de fabricação por camadas (prototipagem rápida), máquinas CNC, a tecnologia de processamento de biomateriais, entre outros.

A melhora na expectativa de vida da população e o avanço de técnicas cirúrgicas estão entre os principais responsáveis pelo aumento da demanda por próteses, implantes e equipamentos médicos. O campo de aplicação dos biomateriais vai se expandindo à medida que novas necessidades vão surgindo e também um maior esclarecimento do comportamento do biomaterial em meio fisiológico. Existe um vasto campo aberto para pesquisas nesta área, sendo imprescindível a ação coordenada multi e transdisciplinar dos profissionais das diversas áreas, promovendo a integração dos conhecimentos da medicina, biologia, engenharia, ciência dos materiais, *design*, computação gráfica, fabricação e outros.

O enorme potencial e a aplicabilidade desta tecnologia justificam o atual trabalho, que tem como objetivo o estudo das metodologias atualmente utilizadas para a obtenção de implantes personalizados para a reconstrução de defeitos craniofaciais. Para maior compreensão deste tema, serão abordados, no Capítulo 1, processos de prototipagem rápida como a usinagem, estereolitografia, sinterização seletiva a laser, modelagem por fusão e deposição e impressão tridimensional. Também é feita uma revisão sobre biomateriais, seus principais tipos e possibilidades de aplicação.

No Capítulo 2 são detalhados os materiais e procedimentos experimentais envolvidos neste estudo. São apresentados estudos de caso envolvendo deformidades faciais e as técnicas atuais de confecção de implantes personalizados.

No Capítulo 3 são apresentados os implantes resultantes produzidos a partir das metodologias propostas. A obtenção de implantes utilizando biomodelos e seus processos de fabricação são descritos. Ainda, um método para *design* de implantes craniofaciais em ambiente virtual é apresentado, sem a utilização de biomodelos físicos. Além disso, a manufatura do implante final utilizando a prototipagem rápida é explorada. São discutidos aspectos relacionados ao *design* e aos processos de fabricação dos implantes, bem como suas vantagens e limitações.

No Capítulo 4 são apresentadas as conclusões, baseadas nos resultados obtidos, e as perspectivas futuras de prosseguimento deste trabalho. Ao final deste estudo são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas.

1. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1.1. Design

Segundo Bonsiepe [1], *Design* é a “atividade projetual, responsável pelas características estruturais, estético-formais e funcionais de um produto para fabricação em série”. Da mesma forma, o projeto de produtos de forma personalizada ou destinados a produção em pequenas escalas também preocupa-se com tais características, sendo assim denominado *Design*. Segundo o *International Council Design of Societies of Industrial Design – ICSID* [2], *Design* é uma atividade criativa que visa estabelecer qualidades multifuncionais para objetos, processos, serviços e seus sistemas durante todo o ciclo de vida. Portanto, o *Design* é o fator central para a humanização inovadora das tecnologias e o fator crucial para o intercâmbio cultural e econômico. Baseados na definição do ICSID, órgãos nacionais criaram suas próprias definições acerca do *Design*. O Programa Brasileiro de Design – PBD (Ministério do Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior - MDIC)[3] praticamente transcreve esta definição: “atividade criativa que estabelece as funções e qualidades de diferentes objetos, processos, serviços e sistemas, abrangendo todo seu ciclo de vida, preocupando-se especialmente com a interação entre estes e seus usuários”. O PBD indica que o *Design* é fundamental para a humanização inovadora de tecnologias e o intercâmbio econômico e cultural entre os povos”. Para a Rede Gaúcha de Design – RGD [4], entende-se por *Design* a melhoria dos aspectos funcionais, ergonômicos e visuais dos produtos, de modo a atender às necessidades do consumidor, melhorando o conforto, a segurança e a satisfação dos usuários.

1.2 Biomateriais

Inúmeros implantes vem sendo descobertos e desenvolvidos desde a primeira aplicação de ouro e prata, no século XV. A maioria deles foi utilizada durante um período de tempo e depois descartada assim que suas limitações ficaram conhecidas e ou novos materiais foram disponibilizados.

Para desempenhar a função de maneira perfeita, o implante ideal deve imitar as características da estrutura que ele deseja substituir, aumentar ou suportar. Apesar da utilização de implantes autógenos ser de preferência na área de reconstrução e ou reforço cirúrgico, apresenta características negativas e que podem representar perigos para o paciente, como reabsorção óssea, material em quantidade e forma limitadas e morbidade. Em decorrência disso, alternativas para a utilização de implantes autógenos vêm sendo desenvolvidas, incluindo os materiais sintéticos.

Segundo Hench [5], o desafio do campo de biomateriais é que os dispositivos de implantes substituem tecidos vivos cujas propriedades físicas são resultados de milhões de anos de otimização evolutiva, e que têm a capacidade de crescimento, regeneração e reparo. Assim, todos os materiais usados para reparo ou restauração do corpo representam um ajuste de características e propriedades. O sucesso ou fracasso relativo de um biomaterial reflete o julgamento científico e de engenharia usados na avaliação deste ajuste.

A utilização de implantes para substituir ou reparar partes do corpo humano tem crescido muito nos últimos anos, principalmente devido ao aumento da expectativa de vida da população, e também devido ao aumento de acidentes relacionados com os meios de transporte e esportes radicais. Segundo Pereira, Buono e Zavaglia [6], a demanda de biomateriais cresce de 5 a 15% a cada ano. O uso de pinos, placas e parafusos de fixação de fraturas chega a 1,5 milhão de procedimentos anuais só nos Estados Unidos, onde se estima que sejam realizadas mais de quinhentas mil cirurgias anuais de substituição da articulação de quadril e joelho.

1.2.1. Definições

Segundo Ratner et al. [7], uma definição para biomaterial largamente aceita é: *"Um biomaterial é qualquer material, natural ou sintético, que substitui toda ou parte de uma estrutura viva ou um dispositivo biomédico capaz de desempenhar, tratar ou substituir uma função natural"*. A ênfase desta definição é biomaterial como material de implante. Entretanto, o uso convencional de *bio* é violado. Por exemplo, biofísica e bioquímica referem-se ao estudo de materiais biológicos. Desta definição, biomateriais

incluem tudo que é intermitentemente ou continuamente exposto a fluidos corpóreos, ainda que possam estar localizados fora do corpo propriamente dito, como no caso de materiais dentários. Equipamentos como membros artificiais, auxiliares auditivos e próteses faciais externas não são implantes de biomateriais.

Na definição utilizada por Willians [8], biomaterial é um material não biológico utilizado em um dispositivo médico, com intenção de interagir com sistemas biológicos. Outra definição é dada por Mirtchi et al. [9], como substâncias de origem natural ou sintética que são toleradas de forma transitória ou permanente pelos diversos tecidos que constituem os órgãos dos seres vivos. Nestas definições, em virtude da definição de tempo utilizadas, bisturis, pinças e mesmo luvas cirúrgicas são consideradas biomateriais.

1.2.2. Requisitos dos Biomateriais

Os biomateriais devem ser compatíveis com o corpo, e existem alguns requisitos de biocompatibilidade que devem ser cumpridos antes que o produto seja colocado no mercado e utilizado clinicamente. Todos os fabricantes devem, também, garantir a rastreabilidade de seus produtos. Assim, quando algum produto defeituoso é descoberto, outros do mesmo lote podem ser encontrados. Alguns destes requisitos estão listados a seguir:

- Toxicologia: o material não deve ser tóxico, a não ser que tenha sido desenvolvido para tal (por exemplo, sistemas de liberação controlada de drogas, onde a substância ataca células cancerosas e as destrói).
- Biocompatibilidade: o material e seus possíveis produtos de degradação devem ser tolerados pelos tecidos envoltórios e não devem causar prejuízos ao organismo a curto e longo prazo.
- Estrutura funcional e patobiologia: o entendimento de anatomia e fisiologia é essencial para o biomaterial ser efetivo.
- Cicatrização: o corpo irá experimentar uma reação ao corpo estranho, logo uma resposta imunológica é necessária.

- Dependência de áreas anatômicas específicas de implantação: durante o *design*, deve-se garantir que o dispositivo irá ajustar-se adequadamente e proporcionar efeitos benéficos na sua área de ação.
- Desempenho mecânico: biomateriais que operam mecanicamente devem obedecer certas normas e ser capazes de resistir a tensões. É também essencial que todos os biomateriais sejam projetados e testados.
- Envolvimento industrial: empresas e pesquisadores ampliam as fronteiras do conhecimento, e a área de biomateriais não é exceção.
- Ética: biomateriais devem estar de acordo com a lei em vigor.
- Regulamentação: documentos e registros do produto devem ser mantidos com o fabricante por tempo mais longo que a vida útil do produto.

1.2.3. Classificação

Segundo Santos [10], quatro categorias distintas podem classificar os biomateriais, de acordo com a reação causada no tecido envoltório:

1. Materiais Biotoleráveis: são separados do tecido ósseo através de uma camada envoltória de tecido fibroso. Esta camada é induzida pela liberação, por parte do material implantado, de componentes (como por exemplo, monômeros, íons, produtos de corrosão) que se alojam no tecido próximo. São classificados como materiais biotoleráveis praticamente todos os polímeros sintéticos e a grande maioria dos metais. Uma grande parte dos materiais desta categoria é utilizada como implante temporário como, p. ex., as placas e parafusos para osteossíntese, de aço inoxidável. Outros, entretanto, são empregados para implantes permanentes. É o caso de polímeros como o polietileno (PE) e poli(metacrilato de metila) (PMMA) aplicados comumente em articulações de quadril e de joelho.
2. Materiais Bioinertes: nesta classe é possível, sob determinadas condições, que ocorra a formação de um contato direto com o tecido ósseo adjacente. Entre o implante e o tecido não ocorrem reações químicas de qualquer natureza. O material não libera nenhum tipo de componente ou ao menos, em quantidades

tão diminutas que as células não as detectam, de modo a não produzirem efeitos sistêmicos. Os materiais bioinertes mais implantados são alumina, titânio e suas ligas e carbono. Entretanto, existem muitos outros materiais bioinertes como zircônia, tântalo, nióbio, nitreto e carbetos de silício. Os metais reativos devem sua resistência à corrosão em meio fisiológico à camada apassivadora composta por óxidos, os quais são bioinertes.

3. **Materiais Bioativos:** materiais que possuem a capacidade de realizar ligações de natureza química com o tecido ósseo, a chamada osteointegração. Em função da similaridade química entre estes materiais e a parte mineral óssea, os tecidos ósseos se ligam a eles, permitindo a osteocondução por meio do recobrimento por células ósseas. Os principais materiais desta classe são os vidros e vitro-cerâmicas à base de fosfatos de cálcio, a hidroxiapatita e os compostos de fosfato de cálcio.
4. **Materiais Absorvíveis:** materiais que, após certo período de tempo em contato com os tecidos, acabam sendo degradados, solubilizados ou fagocitados pelo organismo. Tais materiais são extremamente interessantes em aplicações clínicas em função de ser desnecessária nova intervenção cirúrgica para a retirada do material de implante. Os principais exemplos desses materiais são o fosfato tricálcico (TCP) e o poli(ácido lático).

1.2.4. Biomateriais Metálicos

Os materiais metálicos destacam-se entre os materiais utilizados na confecção de implantes, usados principalmente devido a sua boa resistência mecânica e elevada tenacidade, facilidade de fabricação e baixo custo. A maioria dos elementos metálicos como Fe, Cr, Co, Ni, Ti, T, Mo, usados na confecção de implantes pode ser tolerada pelo corpo em quantidades limitadas [6]. Alguns elementos metálicos, entretanto, não são aceitos pelo corpo, o que pode ocasionar corrosão, que pode levar à deterioração das propriedades mecânicas do material, comprometendo o desempenho da função. O

potencial de corrosão e os produtos de corrosão, portanto, limitam fortemente o tipo de material metálico que poderá ser empregado.

Dentre os biomateriais metálicos, os aços inoxidáveis, principalmente os austeníticos do tipo 316 L, ligas Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo, titânio puro e Ti-6Al-4V são os mais utilizados [6]. Tais materiais são amplamente utilizados em ortopedia, principalmente na confecção de próteses articuladas e ainda como elementos estruturais na fixação de fraturas. Alguns exemplos são apresentados na Figura 1. Em vista da larga utilização de implantes metálicos, alguns dos principais materiais utilizados são revisados a seguir.

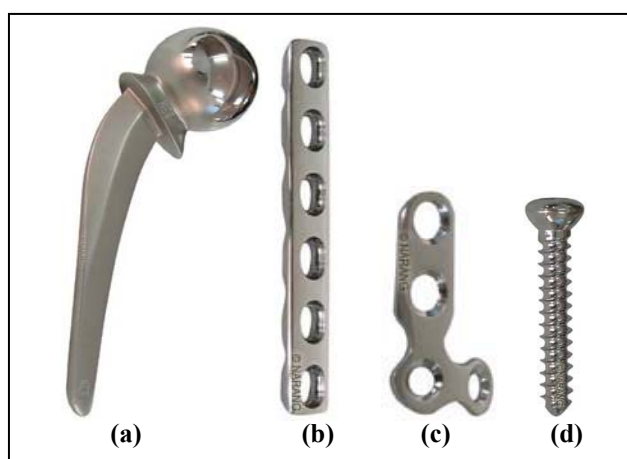


Figura 1 - Exemplos de dispositivos metálicos para implantes ortopédicos: a) prótese total de quadril; b) placas de compressão para osteossíntese de ulna e rádio; c) placa em L; d) parafusos para osso cortical. Fonte: Fazzini [7]

Titânio e Ligas de Titânio

O titânio é particularmente adequado para o trabalho em ambientes corrosivos ou para aplicações em que seja fundamental a sua baixa densidade. Possui alta relação resistência/peso e propriedades não magnéticas. Devido à sua natureza altamente reativa em presença de oxigênio, a fundição deve ser conduzida em fornos a vácuo [6]. O titânio possui grande resistência à corrosão, superior ao aço inoxidável. Essa resistência deve-se à formação de uma película compacta protetora (TiO_2) na superfície do metal.

A composição Ti-6Al-4V e o titânio puro são as mais empregadas para implantes cirúrgicos. Para estas aplicações, as normas técnicas ASTM F67, F1108 e F136 especificam as composições.

Embora a liga Ti-6Al-4V seja muito utilizada, próteses constituídas por este material formam óxido de vanádio em sua superfície. Como esse óxido é termodinamicamente instável, há discussões sobre a sua toxicidade quando presente no organismo. Atualmente tem-se estudado a substituição, nesta composição, de V por Nb (que é um material inerte), formando a liga Ti-6Al-7Nb. Outra tendência atual é o desenvolvimento de ligas onde o alumínio (suspeito de estar envolvido com o mal de Alzheimer) não está presente, como a liga Ti-13Zr-13Nb, por exemplo.

Traumas severos na estrutura facial necessitam um grande número de placas e parafusos, e os implantes de titânio são, então, preferidos por, praticamente, não provocarem efeitos deletérios quando implantados em um organismo vivo, não tornando obrigatória a remoção dos elementos implantados após a consolidação dos segmentos ósseos unidos. Existem varias formas e tamanhos de placas e parafusos para serem escolhidos pelo cirurgião conforme a necessidade do procedimento cirúrgico. As placas podem ser moldadas para se adaptarem ao relevo da superfície óssea. A moldagem é realizada com o auxílio de alicates ou, eventualmente, apenas com a pressão dos dedos (placas de perfil mais fino). Diferentes tipos de placas para síntese óssea, seu manuseio e posicionamento são apresentados na Figura 1.

Cirurgiões de diversos países preferem não remover o material implantado. Uma das razões é que a remoção de mais de 10 placas e de 50 a 60 parafusos utilizados para a fixação de fraturas faciais freqüentemente representa uma grande intervenção cirúrgica adicional. Ao contrario de aço e seus componentes, o titânio puro é fisiologicamente inerte e sua tolerância no corpo humano já foi cientificamente e clinicamente comprovada. Todos os implantes maxilofaciais são, atualmente, disponíveis em titânio. Apesar de o titânio ser mais caro que o aço inox, mostra-se economicamente mais viável em longo prazo devido a suas características favoráveis (ausência de alergias, não requer segunda intervenção) [6].

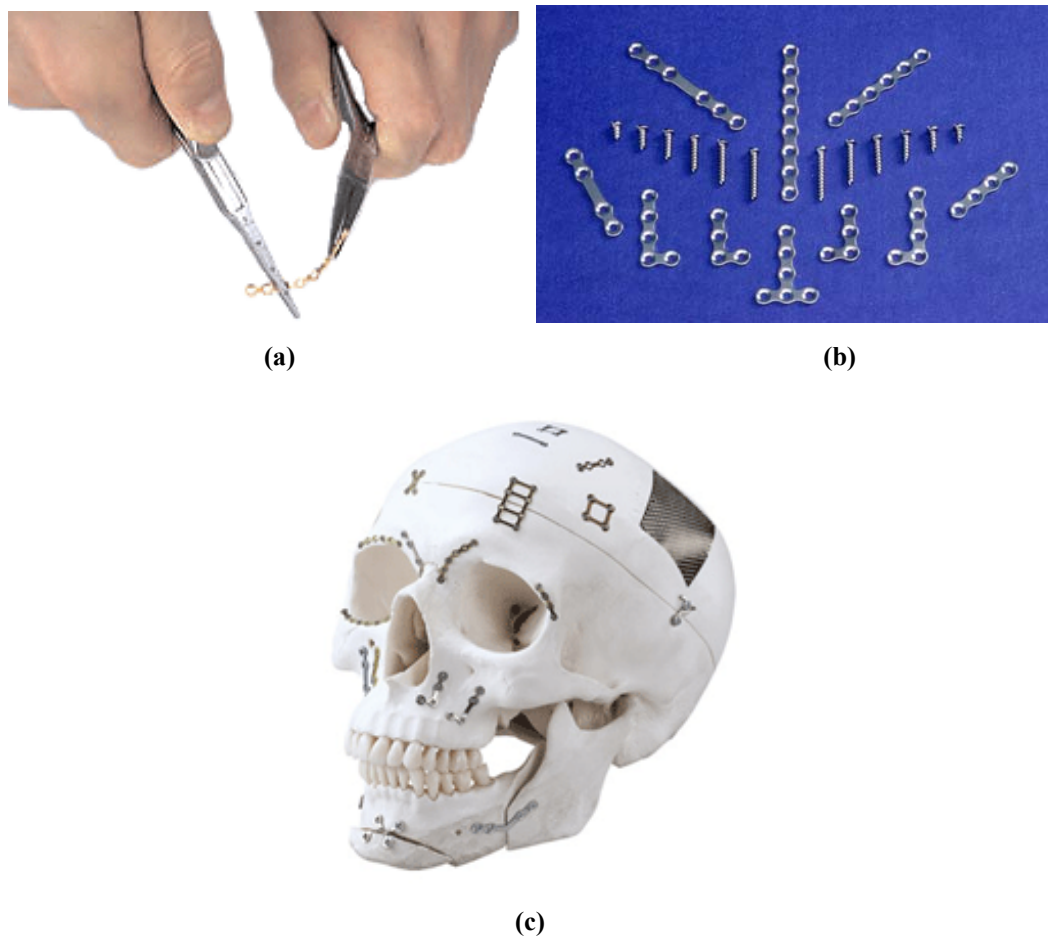


Figura 2 - Placas para fixação de fraturas faciais; a) kit de placas marca PROMM[®] [12]; b) manuseio [13]; c) posicionamento [13].

1.2.5. Biomateriais Poliméricos

Segundo Oréfice [14], o uso de polímeros naturais, como o algodão, a seda e a celulose em aplicações biomédicas data do início da civilização humana. Já os polímeros sintéticos começaram a ser usados como biomateriais a partir de 1940, com a utilização de estruturas à base de poliamidas sintéticas (Nylon[®]). Um pouco mais tarde, foram documentadas as primeiras aplicações de poli(metacrilato de metila) (PMMA), poli(tereftalato de etileno) (Dacron[®]) e poli(cloreto de vinila) (PVC). Já em 1950, polímeros como polietileno, poliuretano, poli(tetrafluoretileno) (Teflon[®]) começaram também a ser usados em aplicações biomédicas. Atualmente, mais de 20 diferentes polímeros sintéticos são usados nesse tipo de aplicação. Este número tão elevado é devido à flexibilidade dos polímeros em serem projetados e programados a partir de sua estrutura macromolecular, a exibirem comportamentos específicos relevantes para cada aplicação. Os polímeros possuem uma série de características que os diferenciam em

relação aos outros materiais, como baixa densidade, baixa resistência à temperatura e baixa condutividade elétrica e térmica.

Dentre os polímeros mais usados, tem-se aqueles de origem natural ou sintética, assim como aqueles biodegradáveis ou estáveis quando expostos ao ambiente corpóreo. A tabela 1 ilustra os principais polímeros utilizados para aplicações biomédicas.

Tabela 1 - Principais polímeros utilizados como biomateriais.

Polímeros usados como biomateriais	
Reparo do crânio	Polietileno
Lentes intra-oculares e de contato	PMMA, hidrogéis, PDMS
Implantes ortolaringológicos	Polietileno, PET, PTFE, resina vinílica, compostos bioativos
Reconstrução maxilofacial	Polietileno, resina vinílica
Restaurações dentárias	Resina vinílica, PMMA, resinas epoxídicas
Preenchimento de partes alveolares	Polímeros biodegradáveis (PLA), poliuretanos, PDMS
Obliteração da bolsa periodontal	Polímeros biodegradáveis, resinas vinílicas
Dispositivos de acesso percutâneo	Polietileno, PET, PTFE
Coluna vertebral	Polietileno
Defeitos no íliaco	Polietileno, compósitos bioativos, poliuretanos, polímeros biodegradáveis
Reparo coxofemoral	Polietileno, PMMA
Aplicações ortopédicas estruturais	Polietileno, polissulfonas, poli(éter éter cetona), polímeros biodegradáveis, compósitos bioativos
Fixação de dispositivos ortopédicos	Poliamidas, PMMA, polímeros biodegradáveis
Tendões e ligamentos	Poliamidas, PET
Articulações	PTFE, polietileno, PMMA

Fonte: adaptado de Oréfice [14].

1.2.6. Biomateriais Cerâmicos

Materiais cerâmicos constituem uma extensa classe de materiais, incluindo vidros e vitrocerâmicas. São compostos inorgânicos, não-metálicos, tipicamente duros, frágeis, com altas temperaturas de fusão, baixa condutividade elétrica e térmica e boa estabilidade química. Na área médica o uso de cerâmicas é bastante abrangente, sendo largamente usado como lentes para óculos, fibras ópticas para endoscopia, vidros porosos carreadores de anticorpos e enzimas e, mais recentemente, como material de implante e regeneração de tecidos. São também muito usadas na odontologia restauradora, como porcelanas odontológicas e reforço para ionômero de vidro [16].

O uso de cerâmicas em aplicações intracorpóreas é relativamente recente. Segundo Pereira, Vasconcelos e Zavaglia [16], a alumina, por exemplo, é usada há pouco mais de 20 anos. Outros usos, basicamente na dentística, como dentaduras, tratamentos endodônticos e material de restauração já são bastante consolidados. Inicialmente, a atenção era voltada para o desenvolvimento de tipos que provocassem uma mínima ou nenhuma reação do tecido, características típicas de cerâmicas em meios agressivos. Entretanto, o aumento do conhecimento na área dos materiais cerâmicos geraram proposta conceitualmente oposta: as biocerâmicas deveriam provocar reações de formação de tecido e, se possível, com a formação de uma ligação íntima entre a cerâmica e os tecidos [10].

Cimento de Fosfato de Cálcio (CFC)

Os CFC são materiais constituídos por um pó e um líquido, os quais, ao serem misturados, formam uma pasta que endurece espontaneamente à temperatura ambiente ou corporal como resultado da precipitação de um ou vários fosfatos de cálcio. Tal precipitação forma um emaranhado que confere resistência mecânica ao material.

Os CFC apresentam fácil manipulação e modelagem, não aquecem durante o processo de endurecimento, são biocompatíveis e bioativos. São utilizados principalmente para o tratamento de restauração de defeitos ósseos oriundos de doenças ou traumas.

1.2.7. Campo de Aplicação dos Biomateriais

Os biomateriais têm sido utilizados como uma alternativa para tratamento de pacientes vítimas de acidentes ou doenças que lhe geraram defeitos na forma ou funcionamento de partes do corpo. A melhora na expectativa de vida da população e o avanço de técnicas cirúrgicas estão entre os principais responsáveis pelo aumento da demanda por próteses, implantes e equipamentos médicos. O campo de aplicação dos biomateriais vai se expandindo à medida que novas necessidades vão surgindo e também um maior esclarecimento do comportamento do biomaterial em meio fisiológico.

A reconstituição e substituição de tecidos duros tais como ossos e dentes têm sido mais desenvolvidos que a de tecidos moles. Materiais como metais, cerâmicas, polímeros e compósitos são comumente utilizados na cirurgia reconstrutiva de ossos das regiões craniana e maxilofacial. A tabela 2 ilustra os principais dispositivos utilizados atualmente no reparo e substituição do sistema esquelético, suas funções e os biomateriais utilizados.

Tabela 2 - Implantes para reparo e substituição do sistema esquelético, suas funções e biomateriais utilizados.

Dispositivo	Função	Biomaterial
Próteses artificiais de quadril, joelho, ombro, cotovelo ou pulso	Reconstrução de articulações artríticas ou fraturadas	Hastes: aço inox 316L, liga Co-Cr, Ti e liga Ti-Al-V; componente acetabular: UHMWPE, alumina de alta densidade, PMMA, poliacetal, carbono pirolítico, Biovidro, Teflon
Placas, parafusos e arames para osso	Reparo de fraturas	Aço inox 316L, liga Co-Cr, Ti e liga de Ti, compósito polissulfona-fibra de carbono, compósito PLA-PGA
Pinos intramedulares	Alinhamento de fraturas	Aço inox 316L, liga Co-Cr, Ti e liga de Ti, compósito polissulfona-fibra de carbono, compósito PLA-PGA
Membros artificiais de implantação permanente	Substituição de extremidades perdidas	Aço inox 316L, liga Co-Cr, Ti e liga de Ti, compósito PLA-PGA, Nylon, Dacron
Espaçadores de vértebras e extensores	Correção de deformidades congênitas	Alumina
Fusão espinhal	Imobilização de vértebras para proteção da coluna espinhal	Bioglass
Estimulação neuromuscular funcional	Controle de músculos eletricamente	Eletrodos de Pt, Pt-Ir, silicone, isolamento de Teflon [®]

Fonte: adaptado de Oréfice, Pereira e Mansur [17].

1.3 O osso como Material

1.3.1 Características do Osso

A matriz óssea é um material compósito, complexo e de propriedades anisotrópicas. Constitui-se de uma parte inorgânica (aproximadamente 40 % hidroxiapatita) e uma parte orgânica (colágeno). No osso, os componentes minerais são primeiramente responsáveis por suas características na compressão, e os componentes orgânicos, principalmente estruturas de colágeno, determinam o comportamento durante a tração. É um material altamente anisotrópico: a orientação de seus componentes internos é relacionada às solicitações mecânicas funcionais e seu histórico de carregamento e tensões.



Figura 3 - Seção transversal do fêmur.
Fonte: Burbliès e Busse [18].

Ossos são órgãos vivos que se danificam quando lesados, sangram quando fraturados, remodelam-se em relação às forças exercidas sobre eles e mudam com a idade. Como outros órgãos, os ossos têm vasos sanguíneos, vasos linfáticos e nervos, e podem se tornar infectados. Ossos não usados, como em um membro paralisado, atrofiam (diminuem de tamanho). Quando dentes são extraídos, o osso pode ser absorvido, o que ocorre na mandíbula. Os ossos se hipertrofiam (aumentam) quando são obrigados a suportar peso extra por um longo período[19].

1.3.2 O Esqueleto Crânio-Maxilofacial

O crânio é o esqueleto da cabeça; vários ossos formam suas duas partes, o neurocrânio e o esqueleto da face. O neurocrânio (caixa do cérebro) fornece um invólucro para o cérebro e as meninges encefálicas, partes proximais dos nervos cranianos e vasos sanguíneos. O termo crânio é algumas vezes restrito ao crânio sem a mandíbula. O esqueleto da face consiste em ossos que circundam a boca e o nariz e contribuem para as órbitas (cavidades orbitais) [19].

As maxilas e a mandíbula alojam os dentes; isto é, fornecem cavidades e osso de suporte para os dentes maxilares e mandibulares. As maxilas formam o esqueleto do maxilar superior, que está fixado na base do crânio. A mandíbula forma o esqueleto do maxilar inferior, que é móvel porque se articula com a base do crânio nas articulações temporomandibulares [19].

A anatomia do esqueleto crânio-maxilofacial é projetada para dar proteção para estruturas moles de vital importância e para permitir a mastigação. Funções de proteção importantes incluem abrigo do sistema nervoso central, olhos e vias respiratórias. Uma representação esquemática da estrutura óssea do crânio ilustrada na Figura 4.

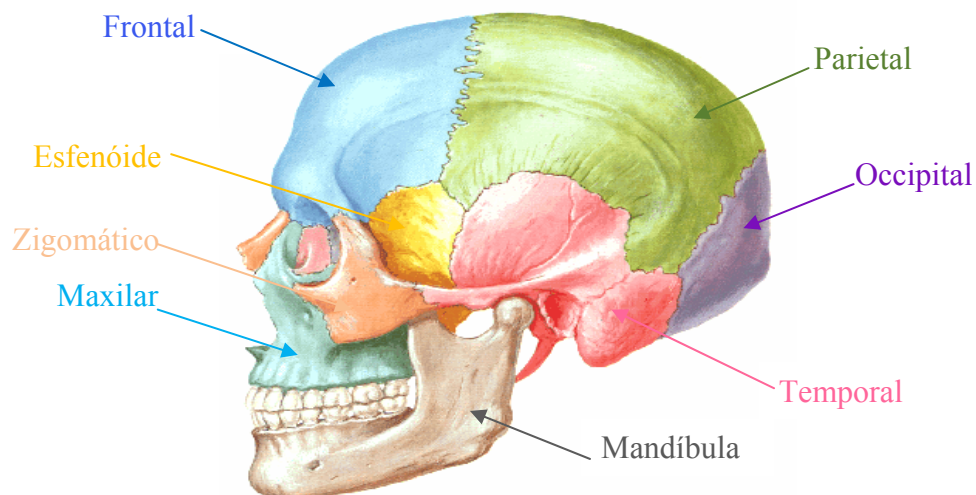


Figura 4 - Representação esquemática dos ossos do crânio.

1.3.3 Indicações para Tratamento Ósseo Operatório

Doenças estruturais importantes na cabeça formam as bases de muitas especialidades médicas, odontológicas e cirúrgicas, tais como cirurgia bucomaxilofacial, neurologia, neurorradiologia, neurocirurgia, oftalmologia, otologia, psiquiatria e rinologia. As lesões na cabeça são a principal causa de morte e incapacidade. As complicações das lesões da cabeça incluem lesões vasculares como hemorragia, infecção (e.g., osteomielite ou inflamação da medula óssea e do osso adjacente), e lesão ao cérebro e aos nervos cranianos [19].

O reparo de defeitos cranianos é necessário para propiciar proteção neural e é esteticamente desejável. Tumores, traumas, doenças e defeitos de nascença geram a necessidade de reconstrução óssea. Enxertos autógenos obtidos do próprio paciente são, atualmente, preferência para o reparo de defeitos ósseos. Entretanto, o risco de morbidade no local em que foi retirado tecido ósseo e a limitada quantidade deste material restringe a utilização desta opção de tratamento. Enxertos ósseos alógenos obtidos por doação de tecidos e cimentos ósseos sintéticos são, também, opções de tratamento. Enxertos alógenos são difíceis de conformar na forma desejada e, além disso, introduzem a possibilidade de transmissão de patologias do doador do tecido para o receptor.

Para cranioplastias, por exemplo, idealmente a região craniana que é removida é guardada para posterior inserção. Uma calota óssea, no entanto, pode não estar disponível para o reparo dos defeitos nos casos em que a fratura é composta de diversos fragmentos, tumores, anormalidades congênitas, osteomielites ou reabsorção do fragmento ósseo. O reparo utilizando ossos autógenos (costela ou íliaco) é feito freqüentemente, mas algumas vezes não proporciona adequada proteção neural e pode estar associada à morbidade [20].

Pacientes que necessitam de aloplastias são, com freqüência aqueles que sofrem de doenças provenientes de inflamações ou traumas, ou pelo desenvolvimento de defeitos congênitos. Na grande maioria dos casos de aloplastia, total ou parcial, são utilizadas próteses de formato padrão disponíveis no mercado. A aloplastia moderna

assistida por computador, no entanto, leva em conta a anatomia do sistema esquelético-muscular específico de cada paciente.

Fraturas de mandíbula estão entre os episódios mais comuns nos casos de trauma facial. O tratamento deste tipo de fratura depende do arranjo dos fragmentos ósseos e seu posicionamento anatômico, para restaurar sua funcionalidade com o mínimo de morbidade. Técnicas de estabilização de fraturas de mandíbula existentes baseiam-se fortemente na experiência clínica. Métodos cirúrgicos de fixação de ossos craniofaciais são modelados de acordo com regras básicas de cirurgia ortopédica geral. Miniplacas têm sido utilizadas durante a última década para facilitar a estabilidade entre fragmentos ósseos na região maxilofacial. A qualidade e efeito clínico da fixação dependem do tipo de fratura e das condições biomecânicas (características geométricas e mecânicas das miniplacas) e técnicas de estabilização, juntamente com as habilidades do cirurgião. As fraturas mais frequentemente observadas localizam-se na região do ângulo da mandíbula. Para esse caso os cirurgiões normalmente utilizam duas placas retas. Aço inoxidável e titânio podem ser utilizados para essas aplicações, embora o titânio seja o material de preferência.

Cimentos ósseos, como os baseados em poli(metacrilato de metila) (PMMA) são capazes de preencher defeitos de diversos tamanhos e formatos. Porém, efeitos tribológicos, falha interfacial e blindagem de tensões podem levar a complicações a longo prazo e eventual cirurgias de revisão. Outros materiais, como cerâmicas e metais, podem ser utilizados para substituição óssea. Esses materiais são alternativas viáveis a enxertos autógenos e alógenos, e também apresentam a possibilidade de serem fabricados de forma personalizada.

Poli(metacrilato de metila) já vem sendo a longo tempo utilizado como substrato para cranioplastias e apresenta vantagens como baixo custo, facilidade de fundição e biocompatibilidade. Como desvantagens apresenta a natureza exotérmica e potencialmente tóxica da polimerização quando realizada *in situ*. Alguns outros materiais alternativos com elevada biocompatibilidade são também disponíveis, como a hidroxiapatita e cimentos ósseos. Tais materiais tendem a ser bastante caros e, de alguma forma, difíceis de conformar. O titânio também é comumente utilizado para cranioplastias e apresenta a vantagem de ser biologicamente inerte. Entretanto, possui as

desvantagens de ter alto custo, apresentar dificuldades para moldagem, fundição e usinagem [21].

Os objetivos da cirurgia óssea moderna são a rápida recuperação da forma e função. Esta deve ser a meta de todo cirurgião tratando de fraturas craniofaciais e tumores causadores de defeitos ósseos ou realizando osteotomias para a correção de deformidades craniofaciais. Ao selecionar o implante adequado é necessário estimar a magnitude e duração esperadas das cargas para cada caso específico.

1.4 Digitalização Tridimensional

A digitalização tridimensional consiste em se desenvolver modelos virtuais a partir de objetos já existentes fisicamente. A necessidade de criação destes modelos pode ter causas variadas, tendo em vista que a técnica tem aplicações em diferentes áreas do conhecimento. Os crescentes avanços na área de computação gráfica, bem como a possibilidade de design e manufatura assistidos por computador (sistemas CAD/CAM) impulsionam o desenvolvimento e a utilização de técnicas de digitalização tridimensional. Tais técnicas permitem a captação de informações de um objeto físico tridimensional, gerando um arquivo em formato digital. Desta forma, o objeto pode ser tridimensionalmente visualizado, alterado e reproduzido com elevada rapidez e precisão. Os sistemas de digitalização tridimensional atualmente utilizados na área médica são brevemente descritos a seguir.

Tomografia computadorizada (TC)

A técnica de obtenção de imagens por tomografia computadorizada foi desenvolvida por Godfrey Hounsfield em 1972. Seus princípios físicos são os mesmos da radiografia convencional, onde são utilizados raios X para a obtenção de imagens. Com o desenvolvimento de novas ferramentas de computação gráfica, as imagens de tomografia computadorizada podem atualmente ser visualizadas no computador, o que caracteriza uma técnica de digitalização tridimensional.

As imagens tomográficas podem ser obtidas em 2 planos básicos: o plano axial (perpendicular ao maior eixo do corpo) e o plano coronal (paralelo a sutura coronal do

crânio ou seja é uma visão frontal). Depois de obtidas as imagens, recursos computacionais podem permitir reconstruções no plano sagital (paralelo a sutura sagital do crânio) ou reconstruções tridimensionais [22]. Assim como na tomografia convencional, são analisadas diferenças de densidades, o que permite a diferenciação de tecidos e o estudo de cada um individualmente. Por razões de custo, rapidez e praticabilidade, a tomografia computadorizada está sendo usada amplamente para avaliação das lesões da cabeça. [19].



Figura 5 – Tomógrafo. Fonte: Unifesp [23].

Imagem de ressonância magnética (IRM)

O exame de Ressonância Magnética é um método de diagnóstico por imagem que não utiliza radiação e permite retratar imagens de alta definição dos órgãos do corpo. As imagens de ressonância magnética mostram muito mais detalhes nos tecidos moles que as tomografias computadorizadas. Também permite capacidade multiplanar, que fornece informação tridimensional e relações que não estão facilmente disponíveis com a tomografia [19].

Digitalização Tridimensional a Laser

A digitalização e reconstrução de formas complexas de objetos tem evoluído rapidamente nos últimos anos, sendo que o método de digitalização 3D a laser traz uma maior automação na aquisição de dados. A digitalização tridimensional a laser é um

método rápido e preciso no eixo Z, sendo também possível digitalizar materiais macios (que se deformem com o contato) ou até mesmo líquidos.

A digitalização tridimensional é utilizada basicamente para captar imagens e dados em 3D e, com auxílio de ferramentas computacionais, permite obter com grande precisão detalhes de superfícies, texturas e mesmo de objetos inteiros. Atualmente, diversos sistemas de digitalização 3D de modelos reais estão disponíveis, sendo divididos, de forma geral em sistemas com contato e sistemas sem contato. A digitalização tridimensional a laser é mais precisa e rápida do que os sistemas com contato, porém depende de alguns fatores, como opacidade e cor da superfície a ser digitalizada. É adequada para objetos com grande quantidade de detalhes, independentemente de características de dureza, tendo em vista que não há um contato entre o instrumento e peça digitalizada [27]. A Figura 6 ilustra um equipamento utilizado para digitalização tridimensional a laser.

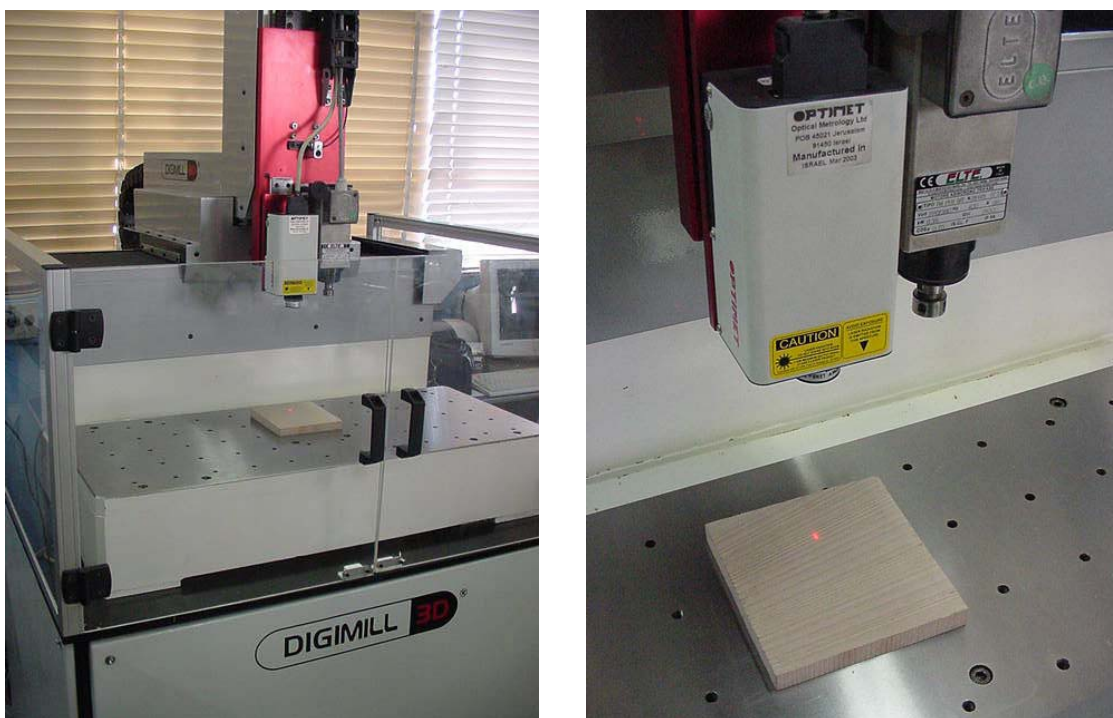


Figura 6 – Equipamento para Digitalização Tridimensional a Laser modelo Digimill 3D®.
Fonte: equipamento instalado no LdSM/ UFRGS.

Geometricamente, os dados são processados como coordenadas da superfície no espaço tridimensional (x,y,z). Uma varredura superficial pode retornar milhares de pontos, de acordo com o tamanho da área analisada e o espaçamento entre pontos utilizado. Este conjunto de milhares de pontos é chamado de “nuvem de pontos” e após

manipulação computacional permite gerar curvas, malhas, superfícies e sólidos tridimensionais compatíveis com sistemas CAD/CAE/CAM. A obtenção de modelos virtuais a partir de modelos físicos ocorre em um processo inverso à engenharia convencional, onde a partir do virtual obtém-se o físico [27].

1.5 Sistemas CAD/ CAE/ CAM

Segundo Kindlein [28], “à luz do Design, entende-se por processo produtivo toda e qualquer transformação aplicada sobre materiais, para que estes dêem origem a um produto. Tais processos, juntamente com a seleção de materiais, viabilizaram e racionalizaram a manufatura do projeto, e vêm proporcionando uma constante evolução nas técnicas de produção”. Neste sentido, tecnologias CAD/CAE/CAM buscam, juntamente com a atividade projetual, criar subsídios para fabricação de produtos, considerando os materiais selecionados e as condições a que o produto estará submetido.

Computer-aided design (CAD) é definido por Callicott [24] como o uso de sistemas computacionais para dar assistência à criação, modificação, análise ou otimização de um projeto. Os sistemas computacionais consistem de *hardware* e *software* para desempenhar funções específicas requeridas pelo usuário. O *hardware* CAD tipicamente inclui o computador, placas gráficas e equipamentos periféricos. O *software* CAD consiste de programas que permitem a implementação de gráficos no sistema, além de programas para facilitar funções de engenharia.

Computer-aided manufacturing (CAM), como descrito por Callicott [24], representa a interface de um computador com uma máquina, ferramenta ou processo visando a automação. Apesar do profundo interesse de diversos *designers*, CAM é um método recente, sendo inicialmente desenvolvido nos anos 50 com o apoio do exército norte-americano. Esta recente forma de automação controlada por computador ficou conhecida como controle numérico (NC) e permitiu o controle de modificados, mas outrora tradicionais, equipamentos para fabricação de componentes. Novas linguagens de programação foram também desenvolvidas especificamente para esta tarefa, formatando instruções e dados na seqüência predeterminada necessária. O derivado

deste sistema, agora comumente conhecido como controle numérico computacional (CNC) ainda constitui a base da maioria das aplicações de CAM. Atualmente CNC é utilizado em uma larga faixa de processos de fabricação, incluindo processos envolvendo madeira, plásticos, cerâmicas, metais. A utilização de CAM alterou significativamente a organização da indústria de manufatura nas últimas quatro décadas, afetando os métodos individuais e práticas de fabricação, e também criando condições favoráveis para pesquisa e prática interdisciplinar. Este flexível e inteligente processo de automação promete proporcionar aos *designers* meios mais econômicos e efetivos de fabricação de produtos diferenciados, cuja viabilidade não depende tanto da complexidade ou quantidade.

A tecnologia *computer-aided engineering* (CAE) permite uma abordagem de engenharia preditiva, que envolve a construção e o teste de protótipos em nível de *software*, o que diminui drasticamente os custos e tempo de projeto, enquanto aprimora a qualidade do produto à vista que nas técnicas tradicionais de engenharia se consumia muito tempo para a confecção de protótipos físicos, que na maioria das vezes eram bastante caros. As simulações obtidas por meio de um *software* CAE auxiliam nas mais diversas áreas de engenharia, como estruturas, projeto mecânico, análise de circuitos elétricos, mecânica dos fluidos, e outras [25]. A Figura 7 ilustra a simulação em um componente de refrigerador, com o objetivo de melhorar a qualidade do componente.

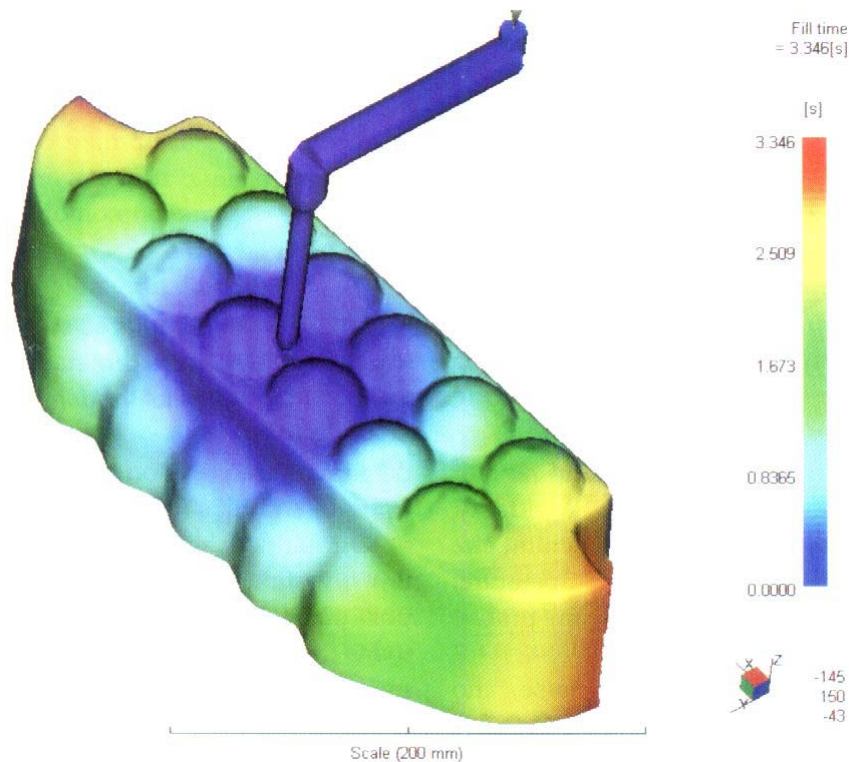


Figura 7 - Simulação do processo de injeção de um porta-ovos de refrigerador.
Fonte: Moreira [26].

Até a década de 80, sistemas CAD/CAE/CAM eram utilizados quase exclusivamente por grandes empresas aeroespaciais e automobilísticas. Com o advento de *hardwares* não tão caros (particularmente microprocessadores) e *softwares* com aplicações mais extensivas e poderosas, a compra de sistemas CAD/CAE/CAM economicamente viáveis para *design* e análise é possível para praticamente qualquer empresa de projeto, engenharia ou manufatura. Essa aceitação da tecnologia CAD/CAE/CAM afetou drasticamente a maneira com que produtos são projetados e manufaturados.

Os sistemas CAD/CAE/CAM permitem, respectivamente, integrar as tarefas de projeto, simular/otimizar o produto e efetuar sua prototipagem/fabricação. Processos de fabricação de formas livres ou prototipagem rápida são exemplos significativos desta tecnologia.

1.6 Prototipagem Rápida

No final da década de 80 surgiram os resultados das primeiras pesquisas que buscavam desenvolver tecnologias capazes de produzir objetos diretamente de um modelo tridimensional projetado em um programa CAD. Estas tecnologias ficaram conhecidas como Prototipagem Rápida, pois fabricam objetos que visavam, inicialmente, auxiliar equipes de engenharia simultânea na visualização, montagem e teste de produtos, acelerando o seu desenvolvimento. Generalizando, todo processo de manufatura que proporcione a fabricação de objetos 3D, a partir de um modelo CAD, com o auxílio de um sistema CAM, em um curto espaço de tempo (incluindo o tempo de programação CAM), pode ser considerado um processo de prototipagem rápida. Neste contexto podem ser citadas: Estereolitografia (SLA), Modelagem por Fusão e Deposição (FDM), Sinterização Seletiva a Laser (SLS), Impressão Tridimensional (3DP), Usinagem à Alta Velocidade (HSM), além de muitos outros processos [29].

1.6.1 Princípio da Prototipagem Rápida

O protótipo de um produto ou componente é parte essencial no seu processo de desenvolvimento, pois possibilita que a análise de sua forma e funcionalidade seja feita numa fase anterior à produção de ferramental definitivo. Historicamente, as representações físicas dos produtos (ou simplesmente protótipos) vêm sendo utilizadas desde a antiguidade, evoluindo de manuais, ainda bastante utilizadas, para protótipos virtuais nos anos 80, com a disseminação dos sistemas CAD tridimensionais, e mais recentemente com os protótipos rápidos [30].

Conforme a definição de Carvalho e Volpato [30], a prototipagem rápida é um processo de fabricação através da adição de material em forma de camadas planas sucessivas, isto é, baseado no princípio de manufatura por camada. Esta tecnologia permite fabricar componentes (protótipos, modelos, etc.) físicos em 3 dimensões, com informações obtidas diretamente a partir do modelo geométrico gerado no sistema CAD, de forma rápida, automatizada e totalmente flexível.

O primeiro passo consiste na obtenção de uma representação tridimensional, do objeto a ser gerado, a partir de um sistema de digitalização tridimensional ou de um *software* de CAD. Este arquivo geralmente é utilizado no formato STL (*Standard Template Library*), que representa uma malha triangular, como ilustra a Figura 8. Após a obtenção do arquivo STL, o modelo 3D é enviado para um sistema CAM, geralmente específico para cada processo/máquina, onde será seccionado em finas fatias paralelas entre si e perpendiculares ao eixo de construção Z.

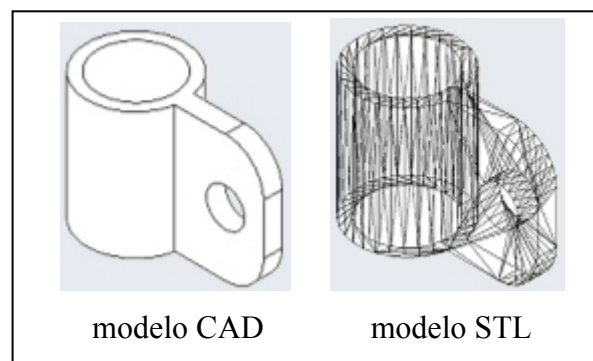


Figura 8 - Representação de um modelo CAD e sua versão STL. Fonte: Cimject [29].

Na seqüência de etapas, o sistema CAM processa a trajetória da ferramenta para cada uma das camadas bidimensionais e o arquivo para o comando numérico (NC) da máquina é gerado. O arquivo NC é então enviado para máquina, normalmente via intranet, e o componente é fabricado (Figura 9). A etapa de pós-processamento geralmente envolve limpeza e acabamento da peça.

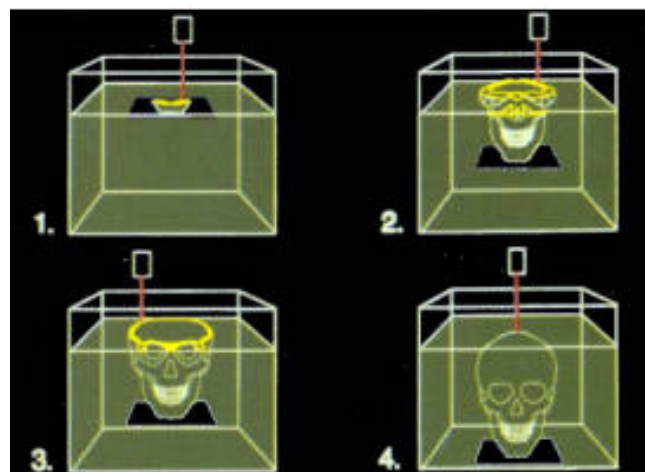


Figura 9 - Desenho esquemático da fabricação de um modelo médico camada por camada. Fonte: Artis [31].

Devido à importância e à potencialidade, que derivam da grande economia em tempos de fabricação e capacidade para fabricar geometria complexas, o aparecimento da prototipagem rápida pode ser considerado um marco em termos de tecnologias de manufatura [30].

1.6.2 Vantagens e Limitações

Quando comparado a outros processos de fabricação, em especial com a usinagem CNC, o processo de prototipagem rápida apresenta vantagens e desvantagens. Algumas vantagens podem ser apontadas, tais como:

- Independência da complexidade geométrica da peça. Geometrias normalmente impossíveis de serem fabricadas por outros processos podem ser obtidas por prototipagem rápida.
- Não requer dispositivos ou ferramental especial para a fixação. Geralmente as peças são fixadas nas plataformas de construção por suportes criados pela própria tecnologia, dispensando o projeto de qualquer tipo de dispositivo.
- Geralmente, não é necessária a troca de ferramenta de trabalho. Normalmente, um único meio de processamento do material é utilizado, do início ao fim do processo, seja laser, deposição de material fundido, jato de tinta, corte por faca, etc.
- O componente é fabricado em uma única etapa de processo. Um único equipamento é necessário para construir a peça, do início ao fim
- Não são necessários cálculos complexos de trajetórias de ferramentas. O planejamento de processo é bastante simplificado pois se reduz basicamente a cálculos de trajetórias no plano 2D e, por isso, é realizado de forma praticamente automática por sistemas dedicados.
- Menor tempo e custo de obtenção de protótipos, principalmente os de geometria mais complexa, quando comparados aos processos tradicionais, muitas vezes manuais.
- Pode ser utilizado na obtenção de ferramental para a produção de um número maior de peças.

Algumas restrições ou deficiências da prototipagem rápida como processo de fabricação são:

- Os materiais e as suas propriedades mecânicas não são as mesmas dos metais e plásticos geralmente usados no produto final. Somente alguns materiais específicos, desenvolvidos para cada uma das tecnologias, podem ser empregados nestes processos e, devido ao fato de a fabricação ser por adição de camadas, o material possui certa anisotropia. Este fato implica em limitações na aplicação das peças produzidas por estes processos.
- A precisão e o acabamento superficial são inferiores aos das peças obtidas por usinagem. Novamente, devido ao fato de a peça ser construída pela adição de camadas planas, uma característica de sua superfície é o serrilhado decorrente do efeito escada em regiões inclinadas e curvas. Este efeito provoca um desvio da geometria da peça modelada no CAD, que é inerente ao processo de prototipagem rápida.
- Devido ao custo envolvido, existe uma limitação na quantidade de protótipos que podem ser produzidos com os sistemas de prototipagem rápida atuais. Quando se deseja um número maior de protótipos, deve-se recorrer às tecnologias de obtenção de moldes.
- Em virtude da natureza térmica/ química de alguns processos, problemas como distorções, empenamento e expansão podem ser observados. Estes problemas vêm sendo minimizados nos últimos desenvolvimentos das tecnologias de prototipagem rápida.

1.6.3 Aplicações

Segundo Carvalho e Volpato [30], no início, a prototipagem rápida possibilitava principalmente a obtenção de protótipos para visualização, ou seja, não sendo consideradas com rigor a sua função, precisão dimensional e performance. A pouca precisão dimensional e opções de materiais limitavam principalmente a sua aplicação nos estágios iniciais de desenvolvimento de produto e não em testes funcionais. Atualmente, equipamentos mais precisos e o desenvolvimento de novos

materiais permitem que a prototipagem rápida seja utilizada em diversas áreas, envolvendo engenharia, análise, planejamento e, mais recentemente, manufatura direta de protótipos funcionais. A tabela 3 sumariza algumas das aplicações típicas das tecnologias de prototipagem rápida.

Tabela 3 - Áreas de aplicação típicas de protótipos obtidos por prototipagem rápida.

Aplicações		
Projeto (CAD)	Engenharia, análise e planejamento (CAE)	Manufatura e Ferramental (CAM)
CAD – verificação de modelo	Modelos de forma	Peças moldadas em plástico
Visualização	Análise de escoamento	(utilizando molde de silicone, molde obtido por pulverização metálica, etc.)
Prova de conceito	Análise da distribuição de tensões	Fundição (em areia, cera perdida, em molde metálico)
Marketing e apresentação de modelo	Peças pré-séries	Eletrodos de EDM
	Diagnóstico e planejamento de operação cirúrgica	Modelos mestres
	Projeto e fabricação de próteses e implantes	

Fonte: adaptado de Kay e Fay [32].

Vários são os setores industriais que podem se beneficiar do uso das tecnologias de prototipagem rápida e ferramental rápido, sendo já bastante difundidas na indústria aeroespacial, automobilística, de bioengenharia (medicina e odontologia), de produtos elétricos, de produtos eletrônicos em geral, setor de joalheria, artes, arquitetura, etc. Observa-se ainda que, cada vez mais, novos campos de aplicação estão aparecendo, à medida que aumenta o número de profissionais e empresas que tomam conhecimento destas tecnologias [30].

1.6.4 Tipos de Tecnologias de Prototipagem Rápida

A grande parte dos processos de prototipagem rápida consiste basicamente na geração de um modelo físico a partir de um modelo CAD, que passa por um sistema CAM, preparando o arquivo para cada tipo de equipamento. Para a confecção de

modelos médicos, grande parte dos processos pode ser utilizada. Devido à crescente importância da prototipagem rápida na área médica, algumas das tecnologias relevantes para este estudo são revisadas a seguir.

Usinagem a altas velocidades

A usinagem é a única técnica subtrativa de prototipagem rápida com aplicação na medicina. Utiliza equipamentos de controle numérico computacional (CNC). Neste caso, a forma do modelo será usinada a partir de um bloco de material. As vantagens são o baixo custo do material e a possibilidade destes modelos serem trabalhados com instrumentos cirúrgicos.

De acordo com Schulz [33], verifica-se com o aumento da velocidade de corte, uma redução nas forças de usinagem, uma maior taxa de remoção de cavacos, uma melhoria na qualidade superficial das superfícies usinadas e uma redução da vida das ferramentas de corte. Como consequência direta da utilização de altíssimas velocidades de corte, partindo-se do objetivo de aumentar a taxa de remoção de material, verificou-se que isso proporciona muitas vantagens, as quais podem ser divididas em um aumento na qualidade, reduções do tempo de produção e de custos.

Fresamento é o processo mecânico de usinagem no qual o material é removido por uma ferramenta giratória de múltiplos gumes cortantes (arestas) chamada fresa. Cada gume remove uma pequena quantidade de material em cada revolução do eixo onde a ferramenta está fixada. O fato de a fresa poder se apresentar sob as mais variadas formas confere a esta operação um caráter de versatilidade [34].

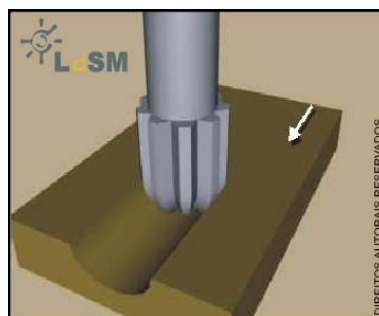
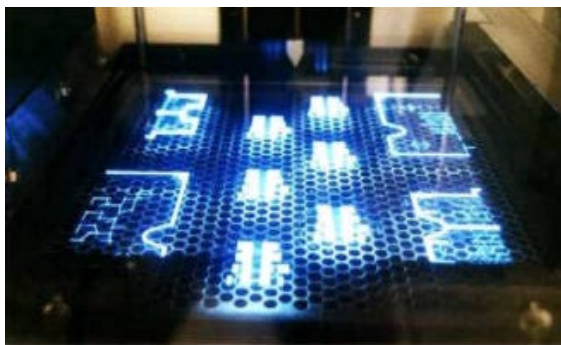


Figura 10 - Desenho esquemático do processo de usinagem por fresamento.
Fonte: LdSM [34].

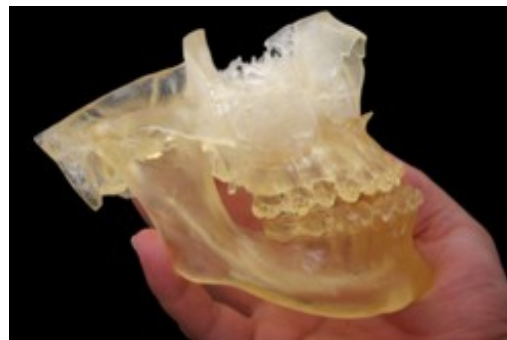
Estereolitografia (SLA)

A estereolitografia (SLA) foi o primeiro processo de prototipagem disponível comercialmente, sendo apresentado ao mercado pela primeira vez em 1988, pela empresa 3D Systems Inc [30]. Baseia-se na construção de um modelo através da polimerização, camada por camada, de uma resina fotossensível.

Um dispositivo de estereolitografia consiste tipicamente de um compartimento preenchido com resina líquida (acrílica ou epóxi), uma plataforma que se movimenta dentro do compartimento, um feixe de laser ultravioleta e um sistema de espelhos para controlar o feixe de laser (Figura 11). O feixe de laser passeia sobre a superfície da resina e polimeriza o líquido, de acordo com a geometria 2D obtida no fatiamento da peça representada no sistema CAD. O laser solidifica primeiramente as bordas do objeto, e após suas partes internas. A plataforma regulariza a camada de resina líquida, devido à viscosidade elevada, e novamente o feixe de laser é direcionado sobre a resina líquida, polimerizando e grudando uma camada à outra. O processo continua até a completa formação do objeto tridimensional.



(a)



(b)

Figura 11 - Processo de estereolitografia; a) solidificação da resina pelo feixe de laser; b) modelo final. Fonte: Artis[31].

Sinterização seletiva a laser (SLS)

O processo de sinterização seletiva a laser (SLS, de *Selective Laser Sintering*) foi desenvolvido e patenteado pela Universidade do Texas, EUA, e a empresa DTM Corporation foi fundada em 1987 para comercializar esta tecnologia. O primeiro equipamento foi comercializado em 1992 [30].



Figura 12 - Equipamento SLS instalado nas dependências do Cenpra/ Campinas.

O processo SLS utiliza um laser CO_2 de média potência para sinterizar um material em forma de pó. Apesar de se utilizar o termo sinterização, em alguns casos o pó do material é levado ao ponto de fusão pela incidência do laser, agregando-se à camada anterior e formando o corpo da peça. O processo é também chamado de fusão seletiva a laser (SLM, de *Selective Laser Melting*). A construção física da peça se inicia com o material sendo espalhado e nivelado por um rolo na câmara de construção do equipamento sobre uma plataforma. Esta câmara é aquecida a uma temperatura um pouco abaixo do ponto de fusão do material. Um sistema de varredura desloca o feixe de laser sobre a superfície formada pelo material espalhado, fornecendo a energia restante para sinterizar as partículas de acordo com a geometria da camada 2D da peça. Na seqüência, a plataforma que suporta a peça desce, na direção do eixo Z, um incremento igual à espessura da camada fatiada no CAD e uma nova camada de material é espalhada sobre a anterior. Uma vez que a temperatura da nova camada atinja a temperatura de trabalho, o laser inicia novamente a varredura na superfície, resultando em nova sinterização. Este ciclo é repetido até que todas as camadas sejam depositadas

e a peça seja produzida [30]. Um desenho esquemático do processo SLS é apresentado na Figura 13.

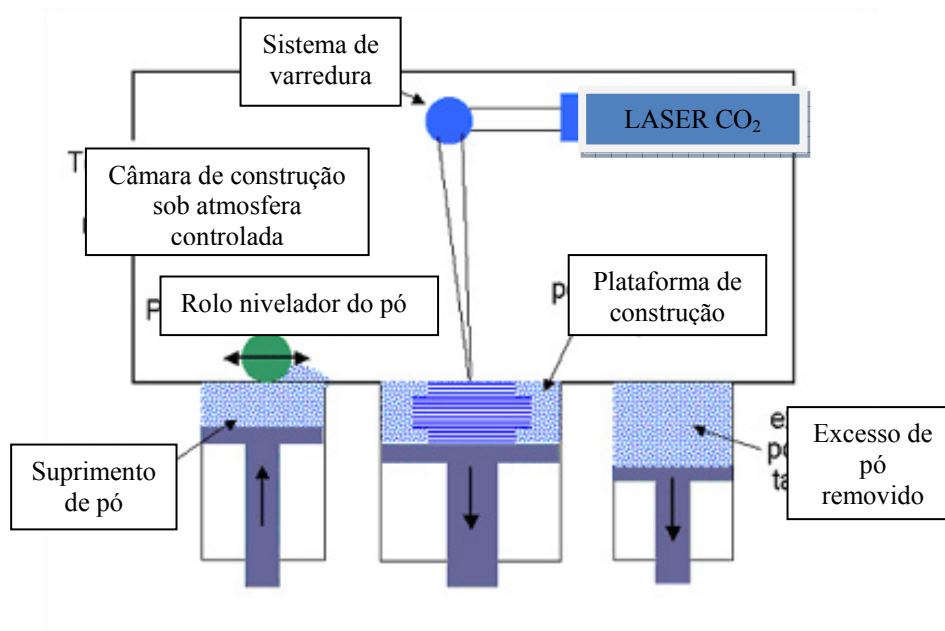


Figura 13 - Esquema de um sistema de sinterização a laser.



Figura 14 - Modelos fabricados no Cenpra/ Campinas através do processo SLS.

Segundo Carvalho e Volpato [30], esta tecnologia se destaca pela quantidade de materiais que podem ser processados, que é significativa quando comparada aos outros processos. Teoricamente, qualquer material que possa ser transformado em pó pode ser empregado nesta tecnologia. Os materiais disponíveis para a tecnologia SLS são: náilon, poliamida, poliamida com microesferas de vidro, elastômero, cerâmica e metais com polímero.

Sinterização a laser

A empresa EOS GmbH, da Alemanha, foi a primeira empresa europeia a lançar uma tecnologia de prototipagem rápida, introduzindo o seu primeiro equipamento em 1994. O sistema da EOS é baseado na sinterização a laser e o princípio é praticamente o mesmo da tecnologia SLS. A empresa oferece um equipamento dedicado a cada tipo básico de material (polímero – EOSINT P, areia – EOSINT S, metal – EOSINT M), na forma de deposição do pó do material, utilizar fonte de nitrogênio própria, não necessitando de suprimento externo. A EOS foi a primeira empresa a oferecer um sistema de sinterização direta de metal em 1994 [30]. A máquina destinada à sinterização de pó metálico (Figura 15) dispensa o revestimento das partículas, como é o caso do sistema DTM (sistema americano de sinterização a laser que utiliza partículas de pó metálico revestidas com polímero termoplástico aglutinante). O laser sinteriza o pó, diretamente na própria máquina. O processo EOS, para metais, foi patenteado como DLS (direct laser sintering). A potência do laser depende da área atingida pelo laser e varia consideravelmente, de acordo com o material a ser sinterizado em cada equipamento.



**Figura 15 - Equipamento de EOS utilizado para metais: *Direct Metal Laser Sintering (DMLS)*.
Fonte: equipamento instalado nas dependências do Instituto Fraunhofer IFAM, Alemanha.**

A técnica de sinterização de metais a laser (DMLS, de *Direct Metal Laser Sintering*) é capaz de processar titânio e outros pós metálicos diretamente. De forma similar ao processo SLS, as áreas selecionadas do pó metálico são sinterizadas por um laser em atmosfera inerte, e não é necessária a utilização de ligantes. O material

solidifica e uma nova camada de pó é adicionada, e o laser varre novamente as áreas desejadas. Dessa maneira, um modelo sólido é construído, camada por camada. A utilização desta técnica para processar pós de titânio e suas ligas apresenta diversas vantagens: a etapa de fabricação de um modelo e um molde para fundição é omitida, geometrias inadequadas o processo de fundição podem ser obtidas, modelos ocos podem ser produzidos. Entretanto, de acordo com Lohfeld et al. [36], para que a produção de modelos ocos seja vantajosa, uma saída para o pó não sinterizado deve ser projetada. Uma prótese oca não traz benefícios apenas por ser leve, mas permite que a fabricação seja mais rápida, uma vez que a área varrida pelo laser torna-se menor em cada camada.

Diversas ligas de titânio, como Ti-6Al-4V, por exemplo, podem ser processadas por DMLS. Densidades de mais de 98% podem ser atingidas, sem necessidade de tratamento posterior. A metalurgia pode ser controlada para ajustar as propriedades mecânicas desejadas para uma determinada aplicação através de adequado tratamento térmico. A Tabela 4 ilustra propriedades de peças de Ti-6Al-4V processadas por DMLS comparadas com peças forjadas.

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

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

Fonte: Pohl et. al [37].

Segundo Yadroitsev, Bertrand e Smurov [38], as variáveis dos processos SLS podem ser assim definidas:

1. Pó: composição, distribuição de tamanho de partícula, forma, propriedades ópticas e de transferência de calor, espessura de cada camada depositada por ciclo de fabricação.

2. Laser: potência, diâmetro, distribuição espacial do feixe, velocidade de varredura, utilização de atmosfera gasosa protetora.
3. Estratégia de manufatura: decomposição de cada plano a ser sinterizado em um número discreto de elementos (vetores), definição da orientação e distância entre os vetores, definição de posições relativas dos elementos entre planos consecutivos.

Devido à natureza dos processos baseados em metalurgia do pó, a superfície do modelo é rugosa. Se uma superfície mais lisa é necessária, etapas de lixamento e polimento são indispensáveis. Alternativamente, os modelos podem receber revestimento, pois a rugosidade do substrato auxilia na adesão do recobrimento. Alguns modelos destinados para aplicações como próteses ortopédicas, por exemplo, podem ser recobertas com hidroxiapatita, se desejável.

1.6.5 Etapas de Planejamento para o Processo de Prototipagem Rápida

O planejamento de processo, segundo Choi e Samavedan [39], não está baseado somente na qualidade dos arquivos STL ou da modelagem 3D. A configuração dos parâmetros do processo, específicos para cada sistema de prototipagem rápida e a orientação do modelo dentro do volume de construção podem ser adequadamente especificadas. Os principais passos para o planejamento de processo na área de prototipagem rápida são a orientação das peças, geração de suportes para os processos que deles necessitam, fatiamento e seleção dos parâmetros de processo.

Orientação da peça

A orientação da peça em qualquer sistema de prototipagem rápida influencia em uma série de características do protótipo gerado, devido a algumas características intrínsecas à manufatura por adição de camadas planas 2D. Segundo Silva [40], destacam-se a anisotropia do protótipo e o efeito degrau ou escada.

Anisotropia

A anisotropia é uma forte característica dos processos de prototipagem rápida, uma vez que o material do protótipo possui diferentes propriedades mecânicas para cada eixo de construção. As camadas são depositadas ao longo do eixo Z e a agregação entre as camadas normalmente apresenta maior fragilidade que a agregação de material na mesma camada (eixo XY). Ao contrário dos sistemas de prototipagem rápida, processos convencionais como usinagem e injeção permitem a obtenção de peças com características de desempenho mais isotrópicas. Os parâmetros do processo, característicos de cada sistema, são muito importantes na redução da anisotropia. Silva [40] destaca, entre estes parâmetros, a forma de varredura ou preenchimento da camada, potência de laser e ajustes de temperaturas.

Efeito degrau ou escada

O efeito degrau, inerente ao processo de construção em camadas, aparece em todas as superfícies, planas ou não, que estiverem inclinadas em relação ao eixo de construção. Isto afeta diretamente a qualidade do protótipo tanto dimensionalmente quanto na sua resistência mecânica. A orientação, por sua vez, também é altamente determinante nos outros fatores construtivos como o tempo de processo, complexidade dos suportes, empenamento, encolhimentos, volumes, etc. [40].

Silva [40] relata que o efeito degrau ou escada pode ser minimizado pela diminuição da espessura de camada, porém este é um limitante forte em vários sistemas, pois a mínima espessura possível de camadas ainda é considerada grande. Outro problema é que normalmente a relação linear de redução pela metade da camada dobra o tempo de construção. Além disso, a variação da espessura da camada pode trazer mudanças significativas nos parâmetros do processo, como acréscimo na potencia do laser para sinterizar camadas mais espessas, por exemplo.

Geração de suportes

Grande parte dos processos de prototipagem rápida necessita de estruturas de suporte para servir de apoio às regiões do protótipo que durante a construção estariam em balanço. Segundo Silva [40], as estruturas de suporte devem ser minimizadas o suficiente para garantir a estabilidade na construção do modelo. A criação de suportes específicos depende do processo, da geometria do modelo que dará origem ao protótipo

e sua orientação no volume de construção do equipamento. Dependendo do processo e do modelo do equipamento, os suportes podem ser retirados de várias formas: remoção mecânica através da quebra das estruturas frágeis do suporte, que são propositalmente reduzidas de seção na interface do protótipo, dissolução em agentes corrosivos ou detergentes, ou fusão por temperatura, que derrete o suporte por este apresentar ponto de fusão menor que o do material do protótipo. A retirada do suporte é atividade realizada no pós-processamento implicando em tempo e manuseio adicional das peças, principalmente nos casos de retirada mecânica dos suportes, o que confere uma piora na qualidade superficial do protótipo. Suportes que devem ser removidos mecanicamente são difíceis ou impossíveis de serem removidos de regiões do protótipo de difícil acesso de ferramentas, como as pequenas cavidades. Superfícies inclinadas podem ser construídas sem a necessidade de suporte, desde que esta inclinação seja suficiente para que a camada anterior suporte a posterior. O valor da inclinação máxima que permite a construção do modelo sem necessidade de suporte para uma determinada superfície é dependente do processo e material utilizado.

Para reduzir a quantidade de suportes, que também implica em tempo de processamento para sua deposição, é importante orientar o modelo de forma mais estável possível na base e com o menor número possível de estruturas em balanço. Nem sempre isto é fácil de decidir, pois em geometrias pouco uniformes e com dimensões muito diferentes, a orientação da parte mais estável pode incorrer em grande altura de construção e, portanto, tempo de processamento. Além disso, deve-se considerar que o material de um protótipo tem característica anisotrópica e a orientação equivocada pode comprometer o seu uso. [40]

Pós-processamento e acabamento

O pós-processamento e o acabamento são atividades muito importantes na etapa de desenvolvimento de produtos utilizando prototipagem rápida. O pós-processamento é responsável por finalizar algum processo iniciado na prototipagem, como, por exemplo, a cura de uma resina em forno ultravioleta, pela limpeza e retirada de material em excesso e por conferir maior resistência ao protótipo, como a infiltração de resina especial. O acabamento é uma etapa posterior ao pós-processamento e objetiva a adequação do protótipo ao fim que se destina. Nesta operação pode-se utilizar processos convencionais como pintura, revestimento, texturização, colagem, polimento,

usinagem ou outro processo específico. O acabamento visa conferir ao protótipo modificações em suas características, que são impossíveis de serem obtidas pelos processos de prototipagem rápida disponíveis, tornando-o mais próximo aos requisitos da aplicação [40].

1.6.6 Prototipagem Rápida na Área Médica

As tecnologias de prototipagem rápida foram originalmente desenvolvidas para rapidamente construir um protótipo de um novo produto desenhado em ambiente CAD. Essa técnica é largamente utilizada no *design* de produto de algumas indústrias, principalmente a indústria automobilística. Há poucos anos atrás, modelos de prototipagem rápida começaram a ser utilizados também na área médica. Esse desenvolvimento se deve à moderna capacidade de reprodução de imagens, como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, em forma de dados volumétricos contínuos, que fornecem os dados de entrada necessários para a geração de modelos 3D. Os campos típicos de aplicação de prototipagem rápida na área médica são o planejamento e simulação cirúrgicos, a comunicação entre médicos e pacientes e o *design* e fabricação de implantes e próteses [39].

A área médica já experimentou diferentes usos da prototipagem rápida, inicialmente como meio para guiar procedimentos cirúrgicos utilizando modelos físicos derivados de tomografias computadorizadas do paciente. Em uma aplicação clássica da prototipagem rápida, James et al. [41] utilizaram modelos produzidos por estereolitografia para planejar a correção cirúrgica de um defeito facial. Holle et al. [42] discutem o uso de modelos de estereolitografia para planejar a forma e a fixação de enxertos autógenos. Erickson et al. [43] produziram por fundição implantes orbitais personalizados de titânio a partir de modelos de cera modelados utilizando modelos anatômicos obtidos de informações de tomografias computadorizadas. Entretanto, os dois últimos exemplos apresentam desvantagens já relatadas, que estão relacionadas às diversas etapas necessárias para a fabricação e para o procedimento cirúrgico. A manufatura direta de implantes anatômicos personalizados oferece o potencial de fabricação rápida e a oportunidade de simplificar a implementação cirúrgica.

A primeira aplicação da prototipagem rápida na área médica a ser considerada são cirurgias de reconstrução óssea. As ferramentas tradicionais para diagnóstico e planejamento cirúrgico são cefalogramas, estudo de moldes dentários e fotografias faciais. Conforme relatado por Choi e Samavedan [39], entretanto, tais métodos têm limitações quando se analisa a posição espacial de estruturas ósseas mais precisamente, especialmente em casos de assimetria facial. Os cirurgiões normalmente se utilizam de estimativa visual e sua experiência. O uso de um modelo 3D em tais casos ajuda o cirurgião a planejar os procedimentos cirúrgicos a fim de atingir melhores resultados operatórios. Ele permite que se meçam facilmente discrepâncias como assimetrias diretamente no modelo e permite o estudo de estruturas ósseas do paciente a sua manipulação antes da cirurgia em si.

Outra aplicação é na área de reconstrução mandibular após retirada de tumor. Uma placa de reconstrução pode ser feita e adaptada num modelo de prototipagem rápida, que é utilizado como um molde de precisão, como ilustra a Figura 16. A seção retirada do modelo de mandíbula simulado pode também ser utilizado para seleção pré-operatória das dimensões do implante.

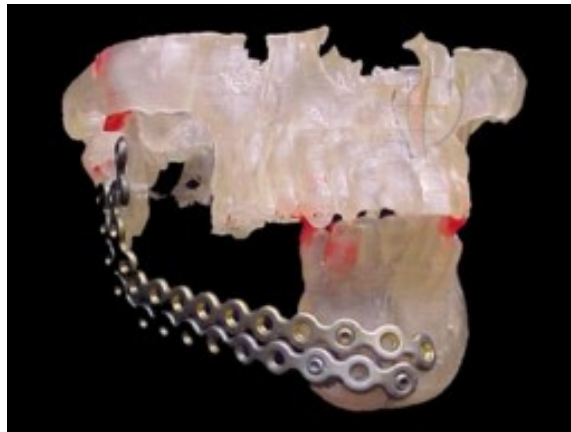


Figura 16 - Biomodelo utilizado para a modelagem de placas para reconstrução de mandíbula.
Fonte: Artis [31].

Além disso, tecnologias de prototipagem rápida podem ser utilizadas em implantes dentários. Os modelos fornecem informações sobre tamanho, direção e localização dos implantes, e informações anatômicas como o trajeto dos canais mandibulares, a distância ao sinus mandibular, entre outros.

Bill et al. [44] produziram um modelo por prototipagem rápida de um crânio com um grande defeito, e utilizou-o para planejar o tratamento e a cirurgia. Andrews et al. geraram simulações pré-cirúrgicas utilizando modelos de prototipagem rápida na atresia congênita aural. Eles reportam que a simulação é muito efetiva e pode aumentar a precisão do tratamento e reduzir os riscos durante a cirurgia. Sailer et al. [45] estudaram o valor de modelos produzidos por estereolitografia para o diagnóstico pré-operatório de deformidades craniofaciais e planejamento da cirurgia de correção. Eles afirmam que os resultados de cirurgias utilizando modelos de prototipagem rápida são superiores àqueles que utilizam métodos tradicionais de diagnóstico. Heissler et al. [46] empregam tecnologia de prototipagem rápida para produzir implantes para reconstruir defeitos no crânio. Primeiramente eles construíram um protótipo do defeito e então o utilizaram como molde para fundição de implantes de titânio. A fabricação de uma réplica do defeito (Figura 22) é um procedimento bastante comum para casos de defeitos cranianos, onde o biomaterial (PMMA ou cimentos ósseos) ósseos podem ser vazados no interior do molde produzido.



**Figura 17 - Protótipo da estrutura óssea perdida pelo paciente.
Fonte: Artis [31].**

A pesquisa existente em aplicações médicas para prototipagem rápida, incluindo os exemplos apresentados acima sugerem que o uso de modelos de prototipagem rápida tem grande potencial para modificar e melhorar os tratamentos médicos existentes. Frequentemente, entretanto, a utilização de prototipagem rápida na medicina está ainda no estágio do protótipo. Isso porque a tecnologia em si não é completamente entendida. Para melhorar a compreensão da tecnologia e assegurar sua

efetividade, é essencial saber como obter modelos com a precisão desejada e aptos a serem implantados.

A fabricação de próteses sob medida vem se tornando um campo de grande interesse dentro da Engenharia Biomédica. Dentre os principais argumentos apresentados pelos seus defensores destacam-se: a redução do tempo de cirurgia, melhores resultados estéticos e redução do risco de infecções e rejeições. Entretanto, a fabricação de prótese de acordo com a necessidade do paciente apresenta um custo maior e exige o domínio de uma tecnologia ainda incipiente, quando comparada aos métodos tradicionais de moldagem in-situ e próteses padronizadas. A tecnologia de fabricação para confecção de próteses sob medida ainda é incipiente por envolver várias disciplinas, além da medicina, tais como o processamento de imagens; o uso de sistemas CAD para reconstrução tridimensional, sistemas CAM, processos de fabricação por camadas (prototipagem rápida), máquinas CNC e a tecnologia de processamento de biomateriais.

Planejamento Cirúrgico

Por mais de 10 anos a prototipagem rápida é um método de produção de precisos modelos anatômicos para planejamento cirúrgico. Réplicas do crânio do paciente (biomodelos) são produzidas por prototipagem rápida e utilizadas para a educação do paciente, diagnóstico e planejamento cirúrgico. Os resultados encontrados sugerem que a utilização de biomodelos é significativamente útil nas cirurgias de tumores, traumas e defeitos na região craniofacial e é uma tecnologia economicamente viável. Biomodelos são particularmente efetivos para simulação cirúrgica e a para a produção de implantes craniofaciais para reconstrução após a retirada de tumores.

Algumas vantagens descritas por D'Urso [47] a respeito da utilização de biomodelos está listada a seguir:

1. Imagens convencionais de TC e RMN, na forma de fatias, são complexas e requerem uma reconstrução subjetiva para um entendimento tridimensional. A precisão de tal reconstrução é dependente da experiência e aptidão espacial do observador. Biomodelos proporcionam prontamente uma réplica da anatomia do paciente, o que não requer reconstrução mental.
2. Os biomodelos otimizam o planejamento cirúrgico em virtude de possibilitarem uma simulação realística e interativa a cirurgia.

3. Intraoperatoriamente, biomodelos podem ser utilizados simplesmente para guiar a abordagem cirúrgica e verificar relações anatômicas, sem a necessidade de utilização de equipamentos complexos.
4. Biomodelos podem ser utilizados como base para a fabricação de próteses e implantes personalizados, ocasionando melhoras no *design* e no encaixe do implante, reduzindo risco e tempo de operação.
5. Biomodelos proporcionam aos pacientes um entendimento de sua patologia e dos objetivos e limitações da cirurgia preoperatoriamente.
6. Biomodelos proporcionam demonstrações e aulas práticas, uso interativo de dados de CT por estudantes.
7. Biomodelos não requerem equipamentos ou conhecimento para sua interpretação e uso e são fáceis de transportar.

Implantes Personalizados

A necessidade de próteses que se ajustem precisamente ocasionou o desenvolvimento de diversos métodos de manufatura de implantes para cranioplastia assistidos por computador. O *design* e a manufatura de próteses anatômicas requerem integração completa de todos os elementos envolvidos.

No entanto, próteses personalizadas fabricadas para pacientes específicos são estruturas de geometria complexa. O *design* e a manufatura de tais estruturas em um sistema computacional requerem diversas etapas. Existem diferentes métodos para a fabricação de implantes personalizados. Uma breve descrição de cada técnica é dada a seguir.

Método Tradicional

Alguns resultados promissores são relatados na literatura utilizando biomodelos produzidos por prototipagem rápida como guia para a reconstrução. Implantes podem ser personalizados e pré-fabricados, ou placas de fixação podem ser posicionadas e ajustadas nos modelos. Esse método tem sido relatado como capaz de reduzir trauma cirúrgico, facilitar o procedimento, reduzir o tempo de cirurgia e pode aumentar a precisão da reconstrução e a previsibilidade dos resultados.

Tradicionalmente, o uso clínico da estereolitografia refere-se a modelos que copiam as estruturas originais inalteradas. Nas situações em que os modelos necessitam de alterações para a realização da reconstrução, estas são simplesmente esculpidas no modelo. Neste método, inicia-se pela fabricação do biomodelo do paciente a partir da tomografia computadorizada. O cirurgião planeja o procedimento cirúrgico, removendo regiões defeituosas quando necessário. Para a criação do modelo do implante, utiliza-se o biomodelo como base e uma modelagem manual é realizada na região do defeito, como mostra a Figura 18. A partir deste modelo do implante, um molde é fabricado, permitindo que seja utilizado o processo de fundição ou que biomateriais sejam vazados diretamente no molde (cimentos de fosfato de cálcio ou PMMA, por exemplo), ou que placas metálicas sejam conformadas até se ajustar ao molde (Figura 19). O implante, então, é posicionado sobre o biomodelo para a verificação do ajuste entre as partes.



Figura 18 - Biomodelo utilizado para a confecção de um modelo em cera do implante. Fonte: MCP [48].



Figura 19 - Biomodelo utilizado para a pré-modelagem de placas de titânio e planejamento cirúrgico. Fonte: Cenpra [49].

A fabricação de modelos de cera ou titânio utilizando um biomodelo do paciente é limitada pelas aptidões manuais do técnico e podem não ser confiáveis.

Usinagem CNC também é limitada pelas dificuldades encontradas na tentativa de replicar estruturas anatômicas complexas ou a estrutura interna devido a colisões da ferramenta e do objeto, o que pode levar a danos em ambos. Com o desenvolvimento de sistemas de prototipagem rápida a fabricação de modelos de estruturas anatômicas complexas se tornou possível, pois não são necessárias ferramentas.

Alternativamente à produção de um molde do defeito, placas metálicas podem ser conformadas diretamente sobre o biomodelo. Stoodley, Abbot e Simpson [20] utilizam um biomodelo do crânio foi manufaturado em nylon utilizando a tecnologia de sinterização seletiva a laser (SLS). O modelo reproduz com precisão a proeminência na região esquerda supraorbital, resultante da cicatrização de uma fratura frontal fora da posição correta. A proeminência foi removida do biomodelo e uma placa de titânio foi conformada para se ajustar ao defeito, conforme mostra a Figura 20. Durante a cirurgia, a proeminência é removida com o auxílio de uma broca, assim como foi feito no modelo. A placa foi então inserida no paciente, sem necessidade de conformação adicional, produzindo um excelente efeito estético. Pacientes com fraturas na região frontal também foram submetidos à mesma técnica, obtendo sucesso. O posicionamento dos furos de drenagem e parafusos de fixação e o comprimento exato dos parafusos podem ser julgados a partir do biomodelo.

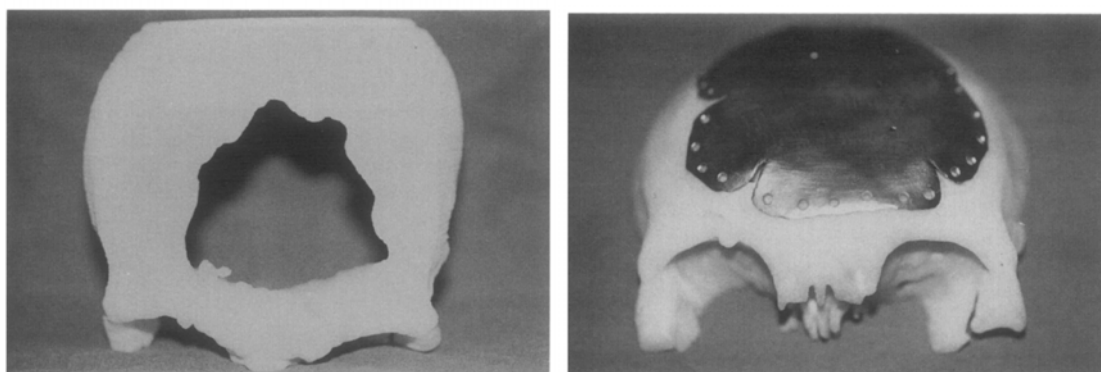


Figura 20 - Biomodelo do paciente; a) visualização do defeito; b) placa de titânio conformada manualmente para se ajustar ao defeito. Fonte: Stoodley, Abbot e Simpson [20].

Apesar de o método tradicional parecer fácil e se mostrar adequado a diversas situações clínicas, possui diversas limitações. Qualquer alteração no modelo pode ser permanente, o que deixa pouca margem para erros. O resultado final do modelo alterado manualmente depende muito das competências manuais do profissional, e pode não ser confiável.

Método Virtual

No método tradicional, o biomodelo é produzido e então manualmente modificado, cortado e esculpido para que se torne simétrico. Recentemente vem sendo desenvolvido um método virtual, em que a reconstrução é realizada antes da prototipagem. Técnicas computacionais são utilizadas para reconstruir as estruturas desejadas. Neste método, o *design* de implantes personalizados é desenvolvido em ambiente virtual para eliminar freqüentes erros provocados pelo uso combinado de modelos físicos e virtuais. O projeto de implantes em ambiente virtual é realizado sem a necessidade de utilização de biomodelos físicos. Além disso, uma análise computacional do implante pode ser desenvolvida para verificar a estabilidade mecânica, e um sistema de controle de qualidade também pode ser estabelecido.

Conhecendo-se a geometria do implante e estando ela em formato STL, um modelo do implante pode ser fabricado e, então, replicado no material desejado através do processo de moldagem. Ainda, a manufatura do implante final também pode ser realizada através de sistemas de prototipagem rápida que permitam a fabricação diretamente no material desejado.

Cirurgia Assistida por Engenharia (Engineering Assisted Surgery, EASTM) é uma nova área de pesquisa agora aceita internacionalmente por instituições de saúde e definidas como “*aplicação da engenharia e tecnologias de manufatura na prestação de cuidados com a saúde*”. Os processos EASTM incluem conversão de tomografias computadorizadas e potencialmente ressonância magnética, prototipagem rápida, CAD 3D, robótica, manufatura rápida, engenharia reversa e análise de elementos finitos (FEA), com o objetivo de aprimorar procedimentos cirúrgicos. Para aplicações médicas, o uso de EASTM proporcionou melhoria nos serviços oferecidos a pacientes através da evolução em áreas como visualização 3D de partes anatômicas, planejamento cirúrgico, *design* de implantes e fabricação de próteses [50][51].

Werner et al. [52] descrevem uma metodologia para a obtenção de próteses personalizadas de quadril, que são hastes individualizadas adaptadas à anatomia do paciente. É comum, na primeira etapa, após o diagnóstico utilizando tomografia computadorizada, processar a imagem médica (com alta resolução e precisão nos contornos) e introduzi-la a uma sistema CAD. Na segunda etapa, após a criação de um

modelo geométrico 3D da junta, o *design* da prótese é realizado. Na terceira etapa, o modelo construído é submetido a ensaios de tensão para otimizar sua performance, considerando as cargas que a prótese estará sendo submetida e a resistência dos materiais utilizados. A quarta etapa envolve a verificação da prótese pelo *designer* e pelo cirurgião, levando em consideração as preferências do cirurgião, como por exemplo, o método de implantação. A quinta e última etapa é a manufatura da prótese em um equipamento CNC, de acordo com o programa de usinagem elaborado.

Götze et al. [53] compararam a estabilidade de próteses de quadril personalizadas com próteses convencionais. A prótese personalizada apresentou menos micromovimentos e menor rotação em comparação à prótese convencional. Estudos clínicos e experimentais dão evidências de que um bom ajuste entre a prótese e o fêmur do paciente é essencial para a transferência de cargas. Entretanto, não há consenso sobre os recursos de *design* requeridos para alcançar um bom resultado. No caso de um desajustamento entre o fêmur do paciente e hastes convencionais, alguns pesquisadores recomendam o uso de implantes personalizados para artroplastia de quadril para obter uma transferência de carga normal. Tais implantes apresentam melhores resultados a longo prazo quando comparados a próteses convencionais.

Hagiwara et al. [54] descrevem uma técnica alternativa para a fabricação de uma infra-estrutura de parafusos de fixação de próteses personalizadas utilizando compósitos de resina colorida para a substituição de tecidos moles e ossos perdidos e para o adequado posicionamento das coroas dentais na arcada dentária. Este tipo de prótese pode ser utilizado quando a posição desejada do implante ou seu alinhamento estão comprometidos devido a uma severa reabsorção alveolar. Esta técnica evita a cirurgia para aumento ósseo e o uso de implantes suportados. Este método de planejamento de alta qualidade é uma ferramenta de grande auxílio para casos de osteotomias complexas na cirurgia plástica e maxilofacial. Em diversos casos este método melhorou drasticamente a segurança e qualidade, e reduziu o tempo de cirurgia. Posteriormente, os processos de prototipagem rápida foram mais desenvolvidos para materiais plásticos e metálicos, possibilitando o advento de sistemas de manufatura rápida. Isto cria uma base para a utilização de materiais biocompatíveis e engenharia de tecidos para substituição de estruturas ósseas personalizadas, pré-determinadas e tridimensionais em aplicações clínicas [55][56].

Popovic et al. [57] relatam o desenvolvimento de uma técnica que integra o processo cirúrgico completo, desde o planejamento, fabricação de implantes personalizados, opção de programação robotizada, até navegação intra-operatória e execução assistida por robótica. O estudo é especialmente relacionado a manipulação 3D de dados geométricos do crânio para planejamento e definição da craniotomia. Além de aspectos estéticos, tentam alcançar a redução de riscos ao paciente, redução do tempo de operação e recuperação, assim como dos custos do tratamento. O processo inicia-se com planejamento assistido por computador, identificação do tumor e planejamento de acesso e retirada da região, utilizando dados de TC e IRM juntamente com modelos digitais volumétricos. Em seguida, os resultados do planejamento são transferidos ao sistema CAD/CAM para a manufatura de implantes personalizados, assim como sistemas computacionais intra-operatórios para navegação e execução robotizada.

Novas aplicações e perspectivas são vistas nas áreas de biomecânica para implantologia de estruturas ósseas. Utilizando o processo de manufatura direta, como sinterização a laser, implantes de titânio podem ser produzidos em geometrias não usuais, como descrito por Wehmöller [58]. Geometrias e estruturas complexas demonstram as possibilidades desta nova tecnologia, que em um futuro próximo poderá auxiliar a revolução não apenas da configuração geométrica, mas também reduzir o custo e o tempo de manufatura de implantes metálicos permanentes.

Wong et al. [59] relatam uma comparação entre os métodos tradicional e virtual. Ambos os métodos mostraram-se efetivos na reconstrução cirúrgica de assimetria facial para os casos selecionados. O método virtual é preferido nos casos em que estruturas centrais já estão deformadas, ou quando a reconstrução envolve também tecido mole. Em aspectos técnicos, o método virtual se mostrou superior devido à sua versatilidade, previsibilidade, precisão, comunicabilidade e conveniência para armazenamento de dados e documentação.



**Figura 21 - Design do implante realizado em ambiente virtual.
Fonte: Cenpra[49].**

O método virtual, entretanto, possui algumas limitações. Para que seja amplamente utilizado, alguns requisitos devem ser atendidos. Há a necessidade de um poderoso *software* processador de imagens e profissionais qualificados, boa comunicação entre cirurgiões e projetistas deve ser estabelecida, um banco de dados com estruturas faciais normais deve ser estabelecido. Certo grau de rugosidade na superfície da região personalizada deve ser esperado, o que pode requisitar acabamento.

1.6.7 Customização em Massa

A prototipagem rápida vem prometendo uma mudança nas opções de produção desde o desenvolvimento dos primeiros equipamentos de estereolitografia nos anos 80. Alguns sistemas de prototipagem rápida e suas configurações realizaram recentes avanços que claramente cruzam a fronteira de simples prototipagem para economia de produção. Com isso vem mais do que um meio alternativo para criar um objeto comercial. O que vem de realmente importante é a capacidade de trazer ao mercado produtos uma vez não economicamente viáveis, produtos uma vez impossíveis de fabricar e produtos que carreguem valores de serviço integrados: personalizados, fabricados de acordo com as necessidades, fabricados de acordo com a demanda.

Em geral, a customização em massa é um termo que vem sendo aplicado a produtos ou serviços que se permitem uma rápida customização, ou linhas de produção com intervenção humana. Até agora, a parte pesada da manufatura – que lida com a

fabricação de componentes metálicos – não experimentou efetivamente aplicações e técnicas para a customização em massa.

Intuitivamente e etimologicamente, a expressão customização em massa possui sentido em contraponto a produção em massa. Através da produção em massa, faz-se grandes quantidades de algum produto com o objetivo de obter baixo custo unitário em virtude do grande volume de produção. Ainda, todos estes produtos são absolutamente idênticos para eliminar custos necessários para acomodar variações.

A palavra massa é comum em ambas as expressões e sugere que, quando aplicada à customização, espera-se a diminuição dos custos de produção. Não necessariamente tão baixo como a produção em massa de um item não personalizado, mas próximo o suficiente para que o custo da customização não atrapalhe a produção em grandes volumes.

Hoje em dia existe um mercado ativo para armas personalizadas, por exemplo. No entanto, o custo deste caráter artesanal limita seu tamanho a poucos pontos percentuais do mercado. A produção de moldes para moldagem por injeção de plásticos, por outro lado, possui um grande volume de produção, requer resultados personalizados por natureza, utiliza técnicas de fabricação mais artesanais e não utiliza a produção em massa. Ambos os produtos, armas e moldes, entretanto, são candidatos à customização em massa se uma abordagem adequada for encontrada.

Na prototipagem rápida encontra-se certo potencial inerente para redução de custos da produção que podem auxiliar sistema de customização em massa. Algumas destas vantagens são aplicáveis se uma produção personalizada ou repetitiva está sendo realizada, e incluem:

- Eliminação de custos com perdas de material: no caso de metais, um processo subtrativo (usinagem) gera resíduos em forma de cavacos, considerando que processos aditivos utilizam um pouco mais de material do que o objeto necessitaria. Custos associados com perdas de material e com a disposição ou reciclagem dos resíduos são evitados.

- Redução de custos de estoque de matéria-prima: a geração de objetos de diferentes tamanhos a partir de matérias-primas sem forma definida (pós, por exemplo) ao invés de matérias-primas com formas pré-estabelecidas reduz os custos de estocagem.
- Redução de custos com sucatas: no momento em que componentes uma vez encaixados podem ser fabricados como componente único, a possibilidade de rejeição das peças é menor. Ainda, a produção é controlada por informação digital, o que reduz a possibilidade de erro humano no processo.
- Eliminação de custos com ferramentas: Processos de prototipagem rápida direta de metais permitem a fabricação de modelos funcionais, moldes e ferramentas sem o gasto com ferramentas de produção.

Os fabricantes de moldes geralmente se enquadram na categoria que prefere materiais tradicionais ao invés do risco de perdas em um novo processo. A empresa General Pattern [60], por exemplo, que utiliza prototipagem rápida em seu processo de fabricação de moldes, mostra que existem boas razões para realizar a transição, mas eles, como a maioria, aplica estes processos principalmente para ferramentas de curta vida útil, porque as características do material não atingiram ainda o que os fabricantes de ferramentas esperam para ferramental de produção. A qualidade do material é o ponto chave.

A customização em massa requer manufatura ágil, que atinge sua natureza responsável através do emprego de princípios de *design* conhecidos por possibilitar sistemas rapidamente adaptáveis. Finalmente, recentes avanços na qualidade de materiais metálicos devem eliminar a hesitação final para trazer sistemas de prototipagem rápida aos principais ambientes de manufatura.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Quatro diferentes métodos de obtenção de implantes personalizados foram investigados. Uma descrição de cada técnica separadamente é dada a seguir, bem como os materiais utilizados.

2.1. Obtenção de Implantes via Modelagem Manual

O caso estudado foi o de um paciente com trauma no osso zigomático e no assoalho de órbita, logo, fez-se necessária a reconstrução destas estruturas para possibilitar a reabilitação funcional e estética. A metodologia empregada para este caso foi o método tradicional de obtenção de implantes personalizados, onde o biomodelo do paciente é utilizado como base para a modelagem manual do implante.

Para a visualização do defeito ósseo e projeto do implante foi utilizada uma réplica do crânio do paciente (Figura 22), produzida por prototipagem rápida a partir da tomografia computadorizada do paciente. Este, que representa uma réplica exata do crânio, permite que seja feito o planejamento da cirurgia e, por ser um modelo físico real, permite a modelagem das peças a serem implantadas de acordo com as necessidades individuais do caso.



Figura 22 - Biomodelo do paciente, apresentando no detalhe defeitos na região do osso zigomático e assoalho de órbita.

O implante foi modelado manualmente em cera tendo o biomodelo como referência, permitindo a fabricação de um molde em borracha de silicone.

Posteriormente, cimento ósseo α -TCP e uma placa de titânio foram introduzidos no molde para a fabricação do implante.

2.2. Obtenção de Implantes via Digitalização Tridimensional

O objetivo deste estudo foi apresentar uma abordagem para o uso de engenharia reversa e prototipagem rápida para o *design* e manufatura de implantes personalizados.

Este estudo de caso compreendeu a reconstrução da mandíbula de uma paciente, vítima de complicações provocadas por trauma no período pós-operatório de uma cirurgia ortognática. A paciente havia passado por uma cirurgia ortognática, e após sofreu um acidente que ocasionou fraturas nos segmentos ósseos ainda não completamente consolidados. Estas fraturas evoluíram, negativamente, para uma osteomielite. Para conter a infecção foi realizada uma osteotomia provocando a perda de parte do lado esquerdo da mandíbula. A reconstrução desta porção da mandíbula se fez necessária, para proporcionar a reabilitação funcional e estética para a paciente, juntamente com uma prótese para proteger a cavidade articular contra o atrito com côndilo artificial.

Baseado em dados adquiridos por tomografia computadorizada foi construído, pelo processo de SLS, um biomodelo do crânio da paciente. Devem-se integrar aspectos funcionais tais como proteção, ajuste, forma e resistência mecânica no *design* da peça anatômica a ser implantada.

Tanto o processo de fabricação do corpo da prótese, em titânio, quanto seu recobrimento, em α -TCP foram processos realizados manualmente. A cavidade articular, no entanto, exigiu outro processo de fabricação, devido à limitação imposta pelo material selecionado (UHMWPE), recebido na forma de bloco. A forma da cavidade articular foi, então, modelada manualmente tendo como base o biomodelo. Sua superfície foi então digitalizada utilizando o scanner 3D a laser Digimill 3D[®] (Technodrill[®], Novo Hamburgo, RS), instalado nas dependências do Laboratório de Design e Seleção de Materiais (LdSM) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). A descrição detalhada do equipamento é dada a seguir.

O Digimill 3D é um equipamento CNC, o qual possui dois cabeçotes, um para usinagem e outro para digitalização. Em seu funcionamento, o scanner 3D movimentase sobre determinada peça no plano dos eixos X e Y, através do CNC, enquanto que o cabeçote laser mede a altura no eixo Z. Como resultado da varredura são obtidos arquivos de texto com os pontos da superfície do objeto descritos em coordenadas (x,y,z), formando uma nuvem de pontos que descreve a superfície do objeto. A Figura 23 ilustra o eixo Z do scanner 3D a laser e seus principais componentes.

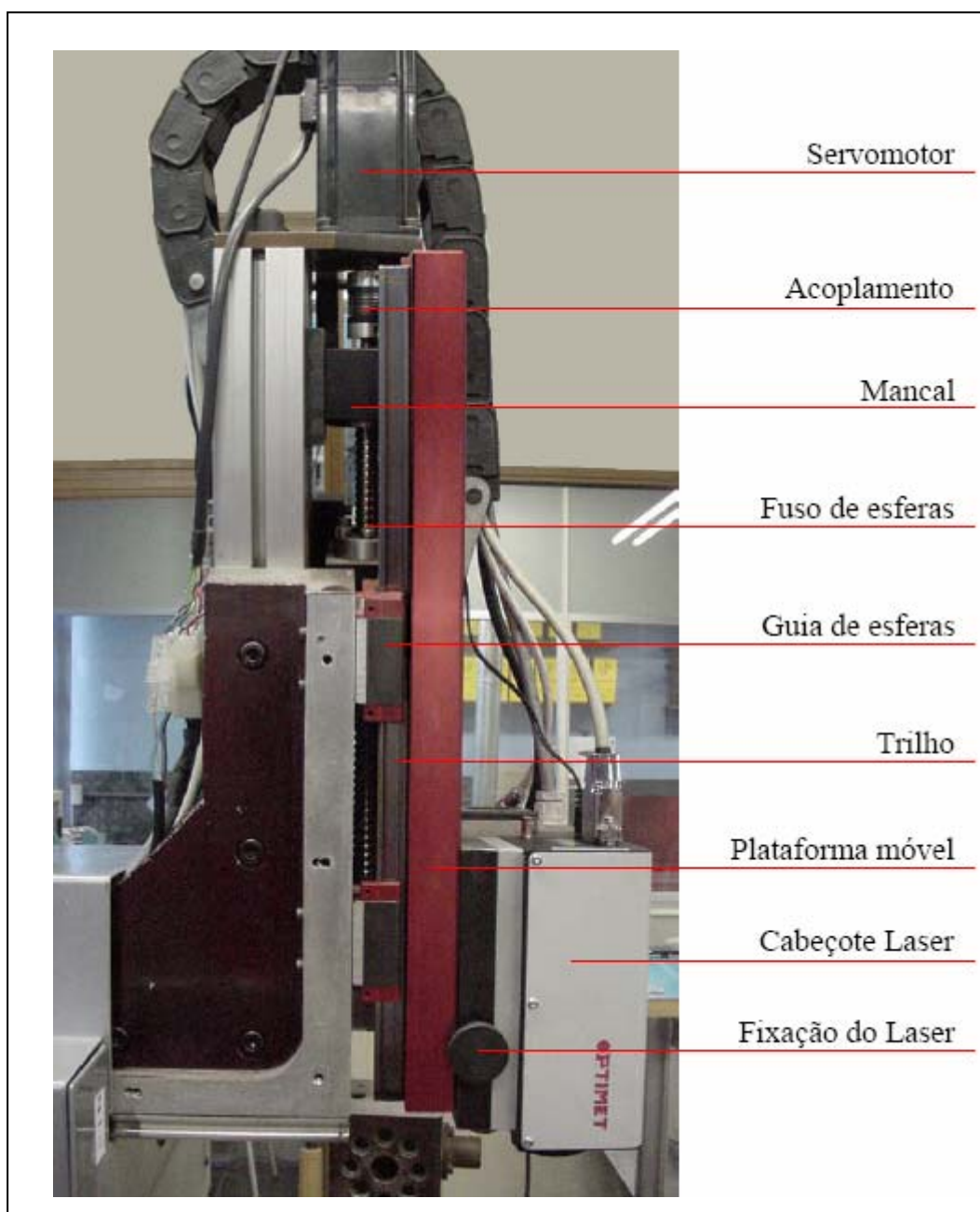


Figura 23 - Funcionamento do eixo Z do equipamento CNC Digimill 3D.
Fonte: equipamento instalado no LdSM/ UFRGS.

Podem ser adquiridos até 1000 pontos por segundo e a precisão das medidas é regulada de acordo com a lente utilizada. Usualmente utilizam-se lentes de 25 mm, 75 mm e 100 mm.

Estando a geometria do objeto já digitalizada, foi usinada com a fresadora CNC acoplada ao scanner. O programa para a operação de usinagem foi criado utilizando o *software* EdgeCam versão 7.75. A ferramenta utilizada para o desbaste foi uma fresa de topo de diâmetro 6 mm, e para o acabamento uma ferramenta esférica, de diâmetro 2mm. Foi utilizada uma barra de UHMWPE de 13 mm de raio.

2.3. Obtenção de Implantes via Usinagem

O terceiro caso estudado foi o de uma paciente que desenvolveu um ameloblastoma. O ameloblastoma é uma neoplasia benigna de origem odontogênica que representa cerca de 1% de todas as neoplasias orais [67][68][69]. O tumor é oriundo das várias camadas do epitélio odontogênico, incluindo a linhagem do epitélio folicular dos dentes. Manifesta-se geralmente entre a terceira e quinta décadas de vida, mas também há relatos de acometimento em pacientes de outras faixas etárias [70]. O ameloblastoma apresenta uma alta taxa de reincidência quando não é adequadamente removido [71]. A tendência atual no tratamento cirúrgico deste tumor é a retirada total da região afetada, o que reduz significativamente as taxas de reincidência.

O material necessário para o início do estudo de caso foi uma tomografia computadorizada da paciente. Através das imagens tomográficas é possível visualizar a região afetada pelo tumor, bem como toda a estrutura óssea da paciente. Para a visualização em 3D, foi utilizado o *software* InVesalius versão 1.0, capaz de interpolar as fatias da tomografia e exibi-las simultaneamente, formando uma estrutura volumétrica. O *software* permite escolher, através de ferramentas de ajuste, qual é a faixa de densidades que se deseja exibir; assim, pode-se selecionar apenas a estrutura óssea, deixando de lado os tecidos moles, como músculos, pele, gordura e outros órgãos.

A Figura 24 mostra a estrutura óssea do caso em estudo. Pode-se facilmente visualizar o tumor existente no lado esquerdo da mandíbula. O *software* ainda permite que a imagem 3D seja visualizada por outros ângulos, facilitando o diagnóstico e o planejamento cirúrgico.

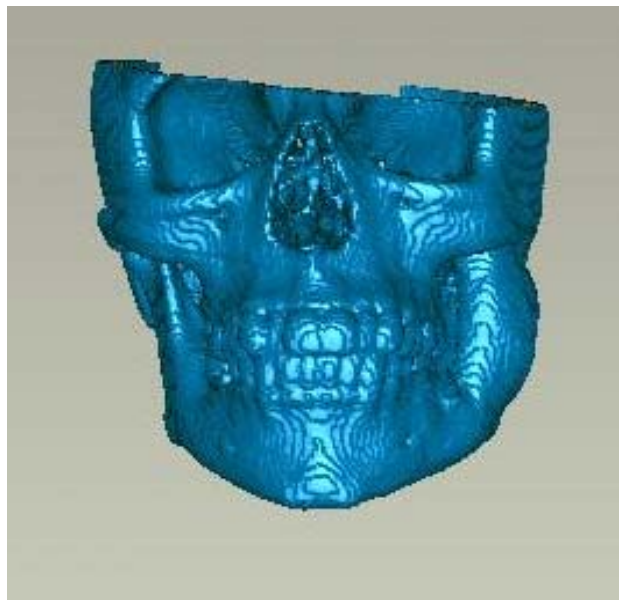


Figura 24 - Modelo tridimensional da estrutura óssea da paciente.

O *software* InVesalius permite que a imagem 3D seja exportada em formato STL, formato universal dos equipamentos de prototipagem. Um protótipo do crânio da paciente poderia, assim, ser fabricado por diversos processos de prototipagem rápida. Esta é a metodologia padrão utilizada para a fabricação de biomodelos, que consistem de modelos físicos, produzidos a partir de um modelo virtual, e representa uma réplica do crânio da paciente.

Imagens 3D provenientes de dados de tomografias computadorizadas são, no entanto, arquivos que demandam um grande espaço em disco e grande capacidade de processamento. É desejável, então, que a imagem a ser trabalhada seja a menor possível. Eliminou-se, então, as partes do crânio que não seriam úteis ao estudo; apenas a parte referente à mandíbula foi mantida. As regiões indesejadas do arquivo podem, assim, ser removidas para facilitar seu processamento. Também deve ser eliminada parte do ruído, bem como pequenos fragmentos que estejam desconexos da estrutura principal. Uma suavização da superfície pode eventualmente ser necessária.

Os arquivos em formato STL consistem de uma malha composta por triângulos. Quanto maior o número de triângulos, mais precisa e mais suave é a malha. Entretanto, alguns triângulos podem estar sobrepostos, o que acarretaria problemas na posterior manipulação de tais arquivos em ambiente CAD. Para um melhor processamento em CAD dessas imagens, tais arquivos foram exportados em formato IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*). O formato STL é adequado para a direta prototipagem dos arquivos, mas *softwares* CAD não executam operações em arquivos STL, apenas permitem sua visualização. Para realizar operações como operações booleanas, extrusões, e rotações, o arquivo deve estar em outro formato, como o formato IGES, por exemplo.

Estando definida a forma adequada para o modelo, este foi manufaturado através do processo de usinagem no LdSM/UFRGS com o equipamento Digimill 3D.

2.4. Obtenção de Implantes via Sinterização a Laser

Foram realizados experimentos para verificar a viabilidade e parâmetros de processo para a fabricação de objetos através do processo de sinterização a laser, e as propriedades finais das amostras foram medidas. Tais experimentos foram realizados no Instituto Fraunhofer IFAM, na Alemanha. Para a verificação da viabilidade de execução de peças com geometrias complexas foi escolhida foi uma prótese de mandíbula, e sua geometria foi definida seguindo o mesmo procedimento do caso anterior. Os materiais utilizados foram titânio, alumínio e vanádio em pó, com tamanho médio de partícula de 50 μm .

2.4.1. Preparação do Pó

O pó metálico testado para o processo de sinterização a laser segue o conceito de *master alloy*, onde pó de titânio puro é misturado com pó contendo 60% em peso de alumínio e 40% em peso de vanádio. A mistura dos pós foi realizada utilizando um misturador convencional, conforme ilustrado na Figura 25. Coloca-se os pós no

recipiente de mistura que gira na diagonal, fazendo a homogeneização do pó. O tempo de mistura foi de 1 hora, com o objetivo de obter uma distribuição homogênea dos elementos de liga. A quantidade de pó utilizada foi de 1,8Kg de Ti e 0,2Kg da mistura Al-V.

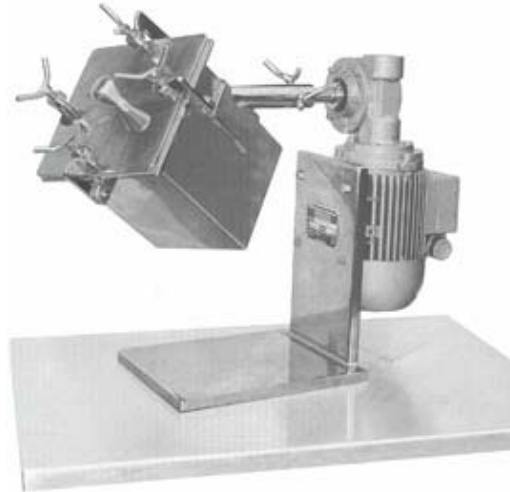


Figura 25 - Misturador de pós utilizado.
Fonte: Erli Máquinas [72].

2.4.2. Sinterização a Laser

Em alguns casos, um processo de fabricação mais sofisticado deve ser escolhido para permitir a manufatura de peças com formas complexas. Como alternativa para processos tradicionais de fabricação como a usinagem, por exemplo, apresentam-se processos aditivos de manufatura, como o Direct Metal Laser Sintering (DMLS), que permite a fabricação do implante em titânio, tornando-o pronto para a aplicação final.

Os dados técnicos do equipamento EOSINT M250X utilizado estão ilustrados na tabela 5. O equipamento encontra-se instalado nas dependências do Instituto Fraunhofer IFAM, na Alemanha.

Tabela 5 - Técnicas do equipamento EOSINT M250X utilizado.

EOSINT M250	
Informações Técnicas	
Tipo de laser	CO ₂
Potência	240W
Comprimento de onda	10,6 μm
Diâmetro do feixe	<0.45 mm
Velocidade de varredura	Max. 3,0m/s
Conteúdo de oxigênio no interior da câmara durante o processo	<2%
Tamanho da câmara	250x250x190 mm ³



Figura 26 - Equipamento de sinterização a laser modelo EOSINT M 250X.
Fonte: Equipamento instalado nas dependências do Instituto Fraunhofer IFAM, Alemanha.

Com o objetivo de estudar as propriedades finais de peças produzidas através do processo de Direct Metal Laser Sintering foram produzidos corpos-de-prova cúbicos de dimensões 10 x 10 x 7mm, sobre uma plataforma de 100 x 100 x 10 mm montada em uma placa de aquecimento a 230°C. A superfície da plataforma foi previamente

preparada com jato de areia e limpa com acetona, antes de ser posicionada no equipamento. Todos os testes foram realizados com o equipamento EOSINT M250X, sob atmosfera de argônio. A potência do laser foi mantida constante a 195W. Os parâmetros de sinterização a laser utilizados para a fabricação dos corpos de prova de Ti-6Al-4V estão sumarizados na tabela 6.

Antes de iniciar cada processo foi necessário esperar aproximadamente 20 minutos para atingir um nível de oxigênio inferior a 0,2%. Neste tempo ocorre, também, o aquecimento da plataforma de titânio até a temperatura determinada.

Tabela 6 - Parâmetros de sinterização a laser para o pó testado.

Corpo-de-prova	Espessura de camada, μm	Diâmetro do laser, mm	Velocidade de varredura, mm/s
1	50	0.05	50
2	50	0.05	50
3	50	0.05	50
4	50	0.05	50
5	50	0.05	100
6	50	0.05	100
7	50	0.05	100
8	50	0.05	100
9	50	0.075	50
10	50	0.075	50
11	50	0.075	100
12	50	0.075	100
13	50	0.1	50
14	50	0.1	50
15	50	0.1	100
16	50	0.1	100

Após serem estabelecidos os melhores parâmetros para a sinterização a laser da liga Ti-6Al-4V, outros parâmetros foram testados como o ângulo limite de construção de modelos, estruturas suporte necessárias e possíveis estruturas internas.

2.4.3. Controle de Qualidade

Controle de qualidade é uma importante etapa do método apresentado. Como a prótese é produzida antes da cirurgia, grande precisão no ajuste e estabilidade mecânica devem ser garantidos. Além de uma verificação dimensional da prótese personalizada, a análise de elementos finitos confirma que o *design* proporciona a adequada estabilidade mecânica dadas as propriedades do material escolhido. Entretanto, pelo menos uma verificação ocasional das propriedades através de ensaios mecânicos contribui para um alto padrão de qualidade. Para a verificação dimensional foi utilizado um scanner tridimensional a laser da marca Technodrill, modelo Digimill 3D.

Para verificar a integridade estrutural, corpos-de-prova padrão foram produzidos simultaneamente à prótese, e posteriormente passaram por uma série de ensaios para a investigação de suas propriedades. As informações obtidas por estes testes podem ser inseridas na análise de elementos finitos para uma verificação conclusiva antes da entrega da prótese.

2.4.4. Análise de Elementos Finitos (FEA)

Uma prótese desenvolvida tradicionalmente está propensa a ter um nível superestimado de resistência mecânica e, portanto, utilizar excessivas quantidades de material. Entretanto, isto significa que os tecidos naturais do paciente terão que suportar cargas mais elevadas do que é fisicamente necessário. Criando uma conexão entre FEA e o processo de *design*, torna-se possível a otimização do *design* da prótese. Diversos formatos de arquivos CAD podem ser lidos por *softwares* de FEA, incluindo arquivos STL. Como é possível selecionar o material para o modelo, as propriedades do modelo FEA podem facilmente ser modificadas, e seu desempenho mecânico baseado no material pode também ser simulado. Para este caso, diversos cálculos com diferentes condições de contorno foram realizados utilizando o modelo, utilizando o ABAQUS como pós-processador.

Um dos principais benefícios da utilização de análise no início do ciclo do projeto é a capacidade de testar várias opções ainda na fase conceitual. Quanto mais o

engenheiro sabe sobre o provável comportamento das peças do projeto que sofrem as maiores tensões, maior a probabilidade de projetar um produto com um bom desempenho ao menor tempo.

Como uma extensão da metodologia para o desenvolvimento de implantes personalizados, a FEA foi investigada. O objetivo deste estudo foi a otimização da geometria interna de um modelo para a diminuição de custos com material (utilizar menor quantidade de pó) e obtenção de um componente o mais leve possível.

Três diferentes possibilidades foram simuladas:

1. Realizar o *design* do componente na forma oca (como se fosse apenas uma casca), assumindo que este componente teria o mesmo peso do osso natural, e calcular tensões e deformações.
2. Realizar o *design* do componente na forma oca (como se fosse apenas uma casca) e calcular qual deveria ser a espessura mínima da parede do modelo para que este pudesse resistir às forças e cargas em situações normais.
3. Calcular as tensões *von Mises* atuando no modelo. Realizar uma redistribuição de material no interior do componente, utilizando materiais mais resistentes nas regiões mais solicitadas, materiais mais frágeis nas regiões menos solicitadas mecanicamente e ausência de material nas regiões não submetidas a forças ou carregamentos.

Os resultados estão expressos em termos de deformação e tensão *von Mises*.

Com o objetivo de calcular as tensões *von Mises* e as deformações no implante, se faz necessário o entendimento do ambiente em que estará inserido o implante, que tipo de forças está agindo, sua magnitude e orientação, onde as cargas estão posicionadas e como a fixação é realizada. O modelo CAD 3D utilizado para o estudo estava em formato neutro IGES. O modelo foi gerado a partir de tomografia

computadorizada, e operações de reflexão foram realizadas em ambiente CAD com o objetivo de desenvolver um modelo sólido de representação para o implante baseado em propriedades de simetria da face humana. O *software* utilizado para os cálculos foi MSC Patran, considerando a experiência prévia com o sistema.

O objetivo dos métodos convencionais de otimização de estruturas é, geralmente, produzir componentes mecânicos com baixo peso e elevada resistência mecânica. Para isto, foi utilizado o método Multi Phase Topology Optimization (MPTO), desenvolvido e refinado pelo Instituto Fraunhofer IFAM, durante os últimos cinco anos. MPTO é capaz de determinar a distribuição ótima de dois ou mais diferentes materiais em componentes solicitados térmica ou mecanicamente para obter elevada rigidez. O método MPTO mantém todas as concentrações iniciais de material e utiliza métodos adaptados para dinâmica molecular para encontrar um mínimo de energia. Ele facilita a simulação de processos biológicos (e. g. mineralização adaptativa do osso) com diminuição ou remoção de material em locais de baixa concentração de tensões. Para os cálculos, a máxima rigidez é assumida quando a energia de deformação alcança o estado mínimo [18].

Com o objetivo de realizar o método MPTO, um modelo volumétrico utilizando estruturas tetraédricas foi gerado. O modelo apresentou um total de 25860 nós e 16487 elementos. Iniciando com uma distribuição espacial randômica de material a otimização convergiu após 25 iterações a uma estrutura gradual.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Obtenção de Implantes via Modelagem Manual

O implante foi modelado manualmente em cera tendo o biomodelo (Figura 22) como base e seguindo instruções do cirurgião. Forma-se, assim, uma estrutura sob medida que se adapta perfeitamente às formas do defeito. A Figura 27 ilustra o biomodelo do paciente com o modelo conformado em cera na posição onde deve ser encaixado.

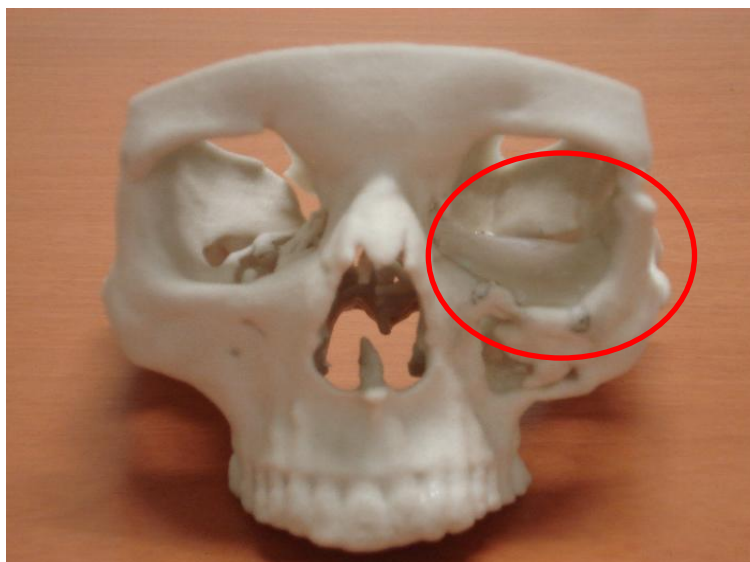


Figura 27 - Biomodelo contendo o modelo em cera modelado manualmente para a restauração do defeito ósseo.

Após o modelo de cera ser aprovado pelo cirurgião, foram definidos os pontos onde o implante deve ser fixado. O molde para o implante foi, então, fabricado em borracha de silicone com base no modelo de cera. Após, o molde foi preenchido com cimento de α -TCP e uma tela de titânio foi também colocada em seu interior para conferir melhores propriedades mecânicas ao implante e possibilitar sua fixação com parafusos. O molde contendo o cimento ósseo e a malha de titânio foi deixado em estufa a 60°C por 24 horas. Após este período, o implante foi retirado do molde e imerso em solução de Na_2HPO_4 a 2,5 % para ajuste do pH.

A Figura 28 ilustra o implante final obtido através deste processo de modelagem manual.

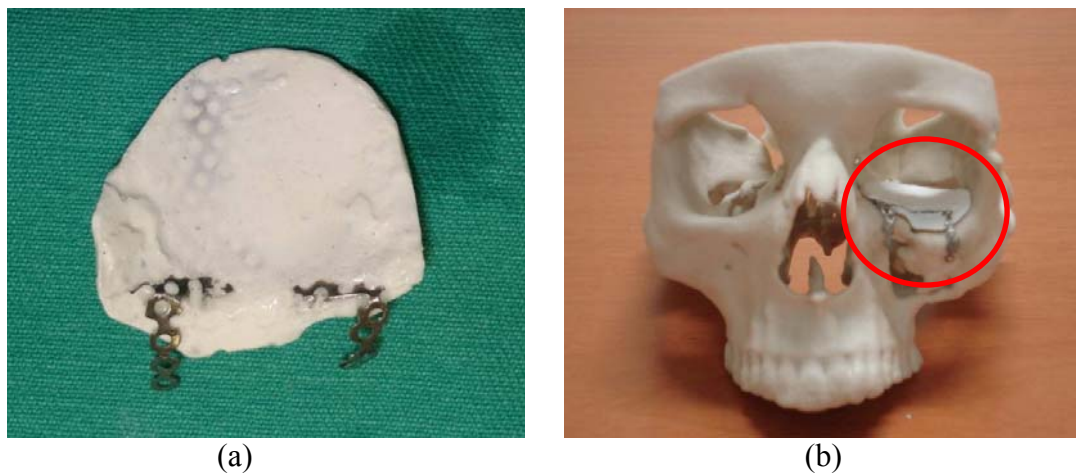


Figura 28 - Implante para reparo de defeito ósseo no zigomático e assoalho de órbita, feito de cimento ósseo contendo em seu interior uma malha de titânio; a) vista detalhada; b) vista do posicionamento no biomodelo do paciente.

Em detalhe pode ser observado, na Figura 29 e na Figura 30, o posicionamento do implante. Primeiramente no biomodelo, colaborando para o planejamento cirúrgico e, posteriormente, no momento da cirurgia, onde verifica-se o ajuste adequado entre o implante e a estrutura óssea do paciente.

Este implante para a reconstrução do assoalho de órbita foi possível graças à utilização do biomodelo. Algumas vantagens descritas por D'Urso [47] puderam ser constatadas, como a possibilidade de realização de planejamento cirúrgico e conseqüentemente a redução no tempo de cirurgia. Além disso, a utilização do biomodelo possibilitou a fabricação de um implante totalmente adaptado à anatomia do paciente, produzindo resultados estéticos e funcionais otimizados.

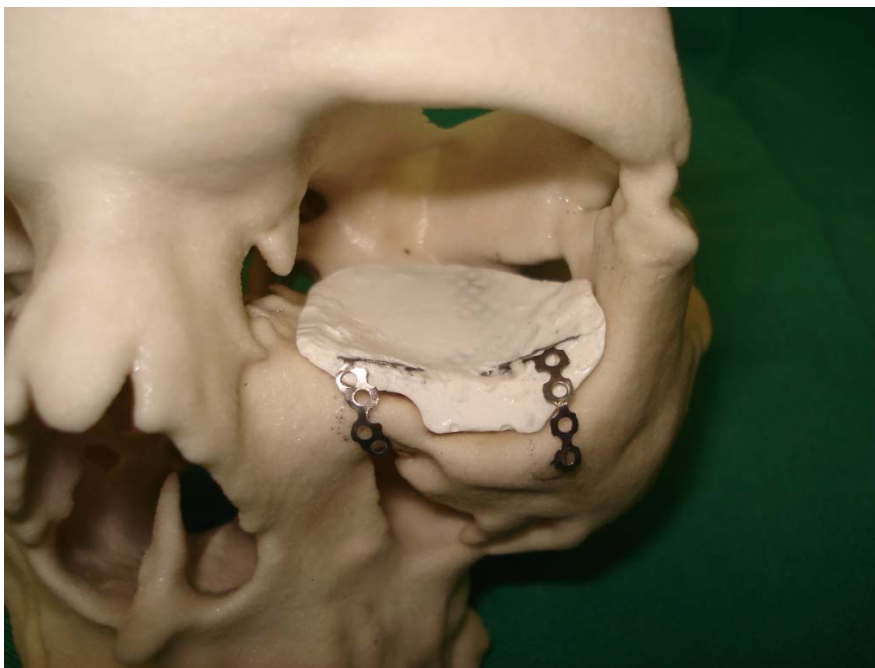


Figura 29 - Detalhe do posicionamento do implante no biomodelo do paciente.

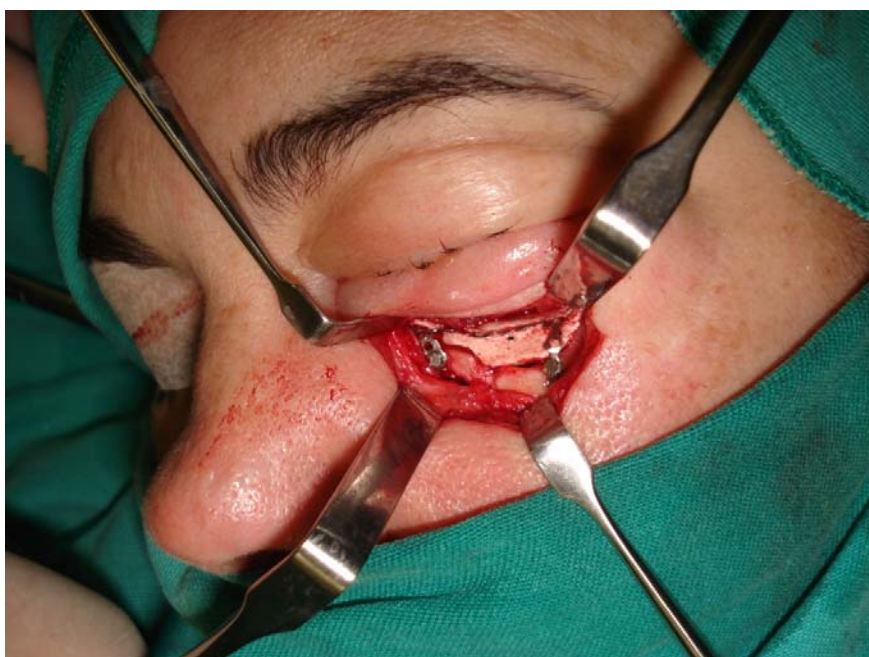


Figura 30 - Procedimento cirúrgico para a colocação do implante.

3.2. Obtenção de Implantes via Digitalização Tridimensional

Um protótipo da cavidade articular foi produzido, manualmente, em resina epóxi (Figura 31). O biomodelo foi utilizado como referência para a criação do protótipo, definindo o formato desejado para a cavidade articular.



Figura 31: Protótipo da cavidade articular do paciente.

O passo seguinte foi a realização da digitalização do protótipo confeccionado em resina epóxi, gerando um arquivo digital com as formas da peça. Após ser finalizada a varredura da área superficial de interesse, obtém-se o mapeamento ponto a ponto da superfície do objeto.

As informações geradas pelo scanner tridimensional vêm em forma de nuvens de pontos, representando a forma do objeto nas direções x, y e z. Através do arquivo digital pôde-se gerar um arquivo em formato STL, adequado para operações de usinagem. Na Figura 32 é mostrada a imagem em formato digital gerada pelo scanner.

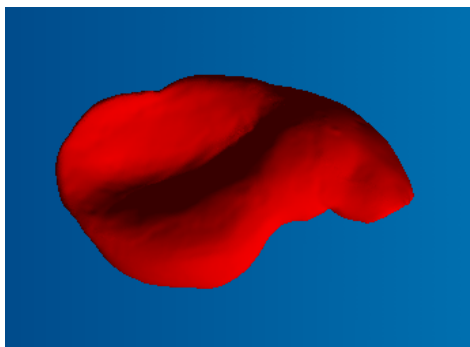


Figura 32 - Modelo digital obtido através da varredura da peça em resina epóxi pelo scanner tridimensional a laser.

Tendo em mãos um arquivo em formato STL, pode-se realizar a usinagem (Figura 33a). Um objeto sólido 3D foi, então, obtido em UHMWPE, mostrado na Figura 33b. Apoios cilíndricos foram intencionalmente inseridos no programa de usinagem para auxiliar a fixação da peça.

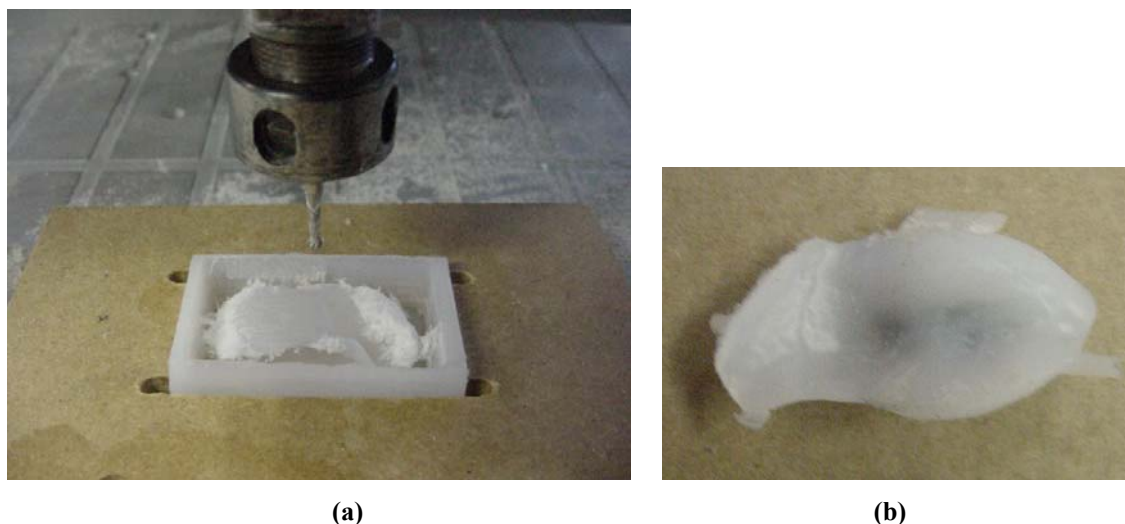


Figura 33 - Cavidade articular em UHMWPE; a) processo de usinagem e b) peça final.

Eventuais rebarbas oriundas do processo de usinagem podem permanecer unidas ao material, de modo que devem ser removidas. No caso em questão, elas foram removidas manualmente com auxílio de uma fresa manual e lixas. Depois de adequada esterilização com oxietileno, a peça está apta a ser implantada.

Na cirurgia realizada foram implantadas, simultaneamente, a prótese de mandíbula, fabricada em titânio puro e recoberta com cimento de fosfato de cálcio, e a cavidade articular, fabricada em UHMWPE através do processo de digitalização tridimensional e usinagem em altíssimas velocidades.

Na radiografia mostrada na Figura 34 pode-se visualizar o posicionamento da prótese de mandíbula e cavidade articular. O UHMWPE, posicionado entre o metal e o osso, permite o movimento relativo destas duas superfícies, sem que ocorra o desgaste de uma delas. A Figura 35a e b mostra momentos da cirurgia e possibilita a visualização do posicionamento e fixação da prótese de mandíbula e cavidade articular.

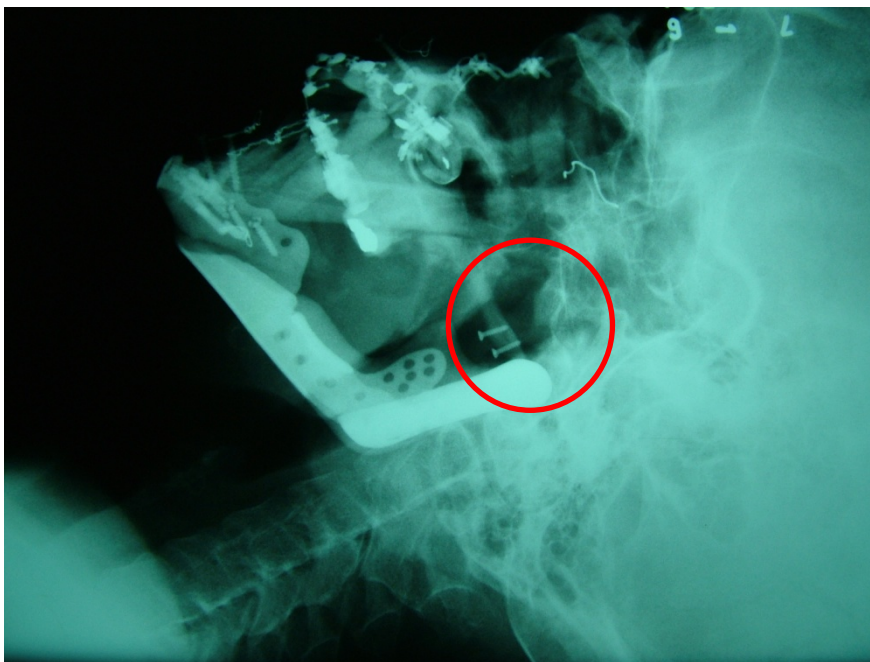
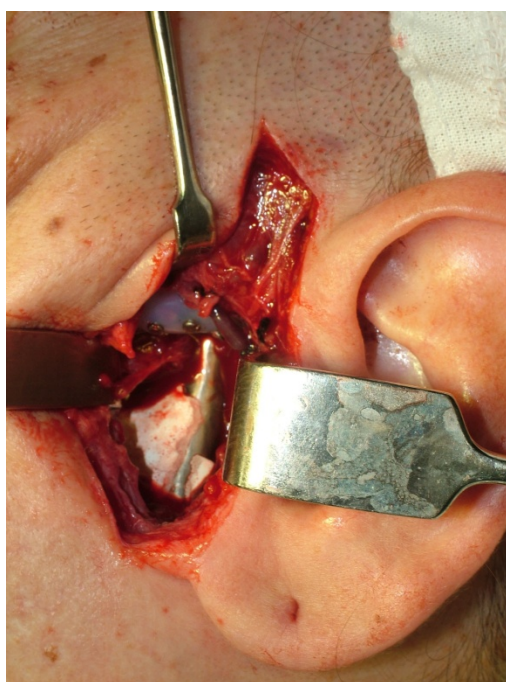
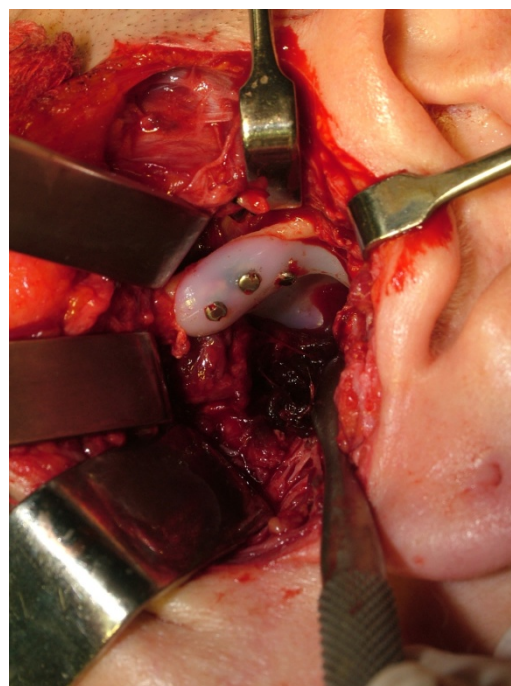


Figura 34 - Radiografia da paciente após a cirurgia. Pode-se visualizar, no detalhe, a prótese de mandíbula e a cavidade articular, fixada com parafusos de titânio.



(a)



(b)

Figura 35 - Cirurgia de substituição de mandíbula e cavidade articular; a) posicionamento da prótese mandibular; b) posicionamento da cavidade articular.

A substituição aloplástica da cavidade articular foi uma técnica muito freqüente nos anos 1970 e 1980, e grande parte delas utilizava Teflon[®]. Mais tarde constatou-se que estes materiais fragmentam sob condições funcionais de carregamento,

gerando micropartículas que não são degradadas pelo organismo. Diversos estudos relatam complicações devido ao uso deste material. Tais complicações incluem dor, migração de partículas, osteoartrite severa, reabsorção óssea, perfuração da fossa craniana e disfunção imunológica [62][63][64]. Atualmente o UHMWPE aparece como material indicado para componentes próteses de substituição de articulação, como a cavidade articular de próteses de ATM (articulação temporomandibular) e o acetábulo de próteses de quadril[65]. Se produzida de maneira personalizada, apresenta resultados otimizados, conforme descrito por Wolford [66].

3.3. Obtenção de Implantes via Usinagem

Para este estudo, um segmento de osso maxilofacial foi selecionado, cuja geometria estava disponível na tomografia. Devido à alta precisão na representação da superfície óssea atual, o modelo 3D exportado no formato STL mostrou-se o mais adequado para esse tipo de aplicação. A Figura 36 mostra em vermelho a porção do crânio que pode ser removida para facilitar o processamento. A região azul foi utilizada para o *design* e projeto da prótese a ser desenvolvida.

A etapa seguinte foi o projeto da prótese. O primeiro passo foi a remoção da área afetada pelo ameloblastoma, para que se tivesse uma idéia de quanto seria removido, e que tamanho teria que ser a prótese.

Depois de feita a remoção, o arquivo foi manipulado no *software* Rhinoceros, *software* CAD amplamente utilizado na área de *design* de produto e que dá ao projetista grande liberdade para manipular formas geométricas complexas. Outros *softwares* comumente utilizados na área de *design* poderiam também ser utilizados, como por exemplo, Solidworks e 3D Studio Max. *Softwares* CAD permitem a manipulação da imagem e mudança em suas dimensões, adição de material, remoção de partes, liberdade de criação, operações (boleana, adição, união, extrusões, rotações...). Para regiões que precisam ser reconstruídas e possuem um lado simétrico, pode-se efetuar uma operação de espelhamento e, através de ajustes utilizando a imagem original, obter como resultado a parte simétrica que estava faltando. Se necessário, pode-se efetuar algumas alterações na parte obtida, em virtude da estrutura humana não ser exatamente simétrica. Ou pode-se apenas utilizar a estrutura original para projetar o componente

(parte) que necessita de reconstrução. Para o caso em questão, uma simples operação de espelhamento foi suficiente para que se desenhasse no lado esquerdo uma imagem espelhada do lado direito, porção que não estava afetada pelo tumor. Assim, pode-se chegar ao formato adequado da mandíbula da paciente.

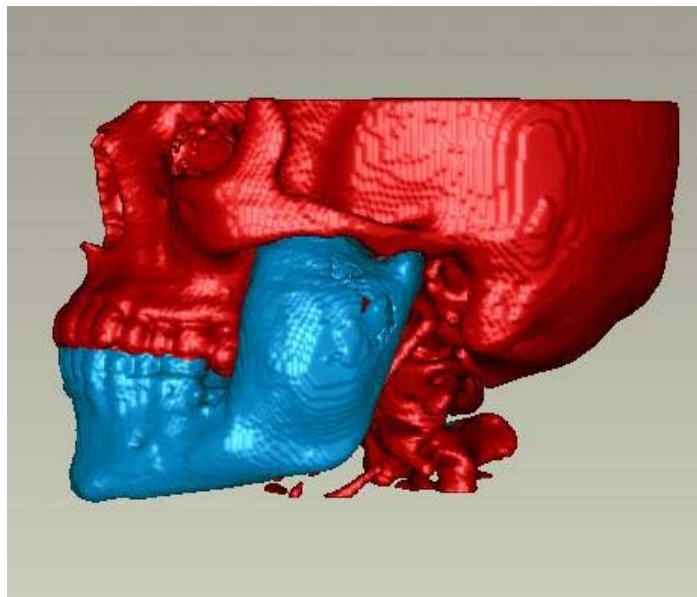
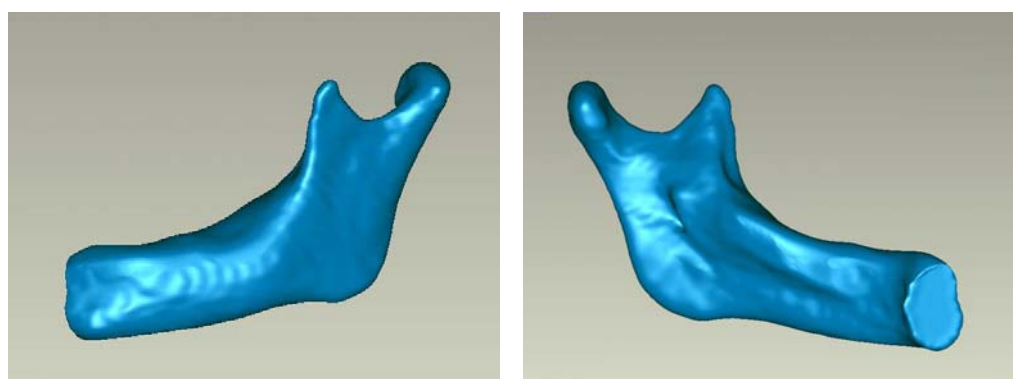


Figura 36 - Modelo tridimensional da estrutura óssea mostrando (em vermelho) a região que será removida para facilitar o processamento das imagens.



(a)

(b)

Figura 37 - Modelo de prótese obtido através de uma operação de espelhamento em relação ao lado direito da mandíbula; a) vista anterior; b) Vista posterior.

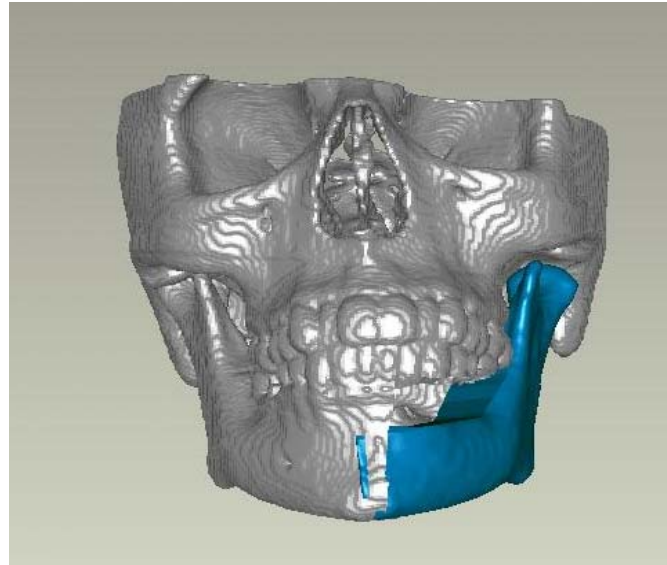


Figura 38 - Posicionamento da prótese (em azul) no modelo virtual.

Estando definido o formato da prótese, bem como seu posicionamento, é necessário realizar um projeto de execução da peça. Tal modelo virtual deve ser transformado em um modelo físico, através de um processo de usinagem. *Softwares* CAM são utilizados programar a usinagem. Parâmetros como tamanho da ferramenta, velocidade de avanço e de rotação, apoios a serem utilizados, tamanho de material e caminho da ferramenta devem ser definidos. O *software* utilizado foi o EdgeCam, que gera, então, uma estratégia de usinagem e mostra, através de uma simulação, como se dará o processo. Para a usinagem CNC deste componente foi utilizado um bloco de MDF. A Figura 39 mostra o resultado da usinagem após o processamento na parte superior do bloco de MDF e seu resultado final.



(a)



(b)

Figura 39 - Modelo físico obtido a partir do componente projetado através de usinagem CNC; a) resultado obtido a partir da usinagem da parte superior do componente; b) modelo final.

Para a verificação do correto formato, encaixe e posicionamento do modelo criado, foi utilizado um biomodelo produzido por estereolitografia. Tal modelo representa uma réplica exata do crânio da paciente, e auxilia de maneira significativa o planejamento cirúrgico atual. O modelo criado foi posicionado no biomodelo para a validação da técnica, isto é, se o tamanho é adequado e se a geometria se encaixa adequadamente. A Figura 40 mostra o biomodelo utilizado, bem como o posicionamento do componente criado na estrutura da paciente.

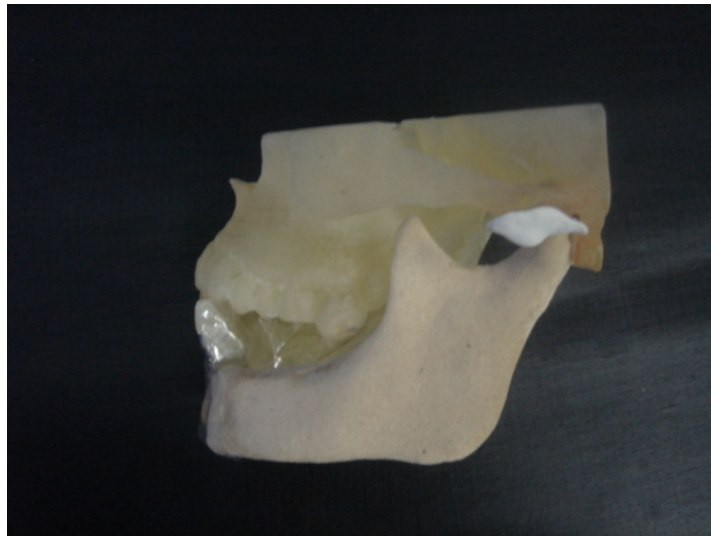


Figura 40 - Teste qualitativo realizado para a validação da técnica.

A etapa seguinte foi a fabricação de um molde com o formato do modelo criado, para que a prótese possa ser produzida no material adequado. Foi utilizado borracha de silicone para a confecção do molde.

Após a fabricação do molde, foi desenvolvido um protótipo da prótese da paciente. Um modelo de cartolina representa a estrutura metálica interna, respeitando seu formato curvo, e foi recoberto com resina poliéster. E estrutura interna utilizada simula a estrutura de titânio, e a resina poliéster utilizada tem a função de dar o formato ao protótipo, simulando a função do cimento de fosfato de cálcio. A estrutura referente ao côndilo foi moldada em resina epóxi. Tal protótipo é mostrado na Figura 41.



Figura 41 - Protótipo da prótese de mandíbula constituído de estrutura metálica, resina epóxi e resina poliéster.

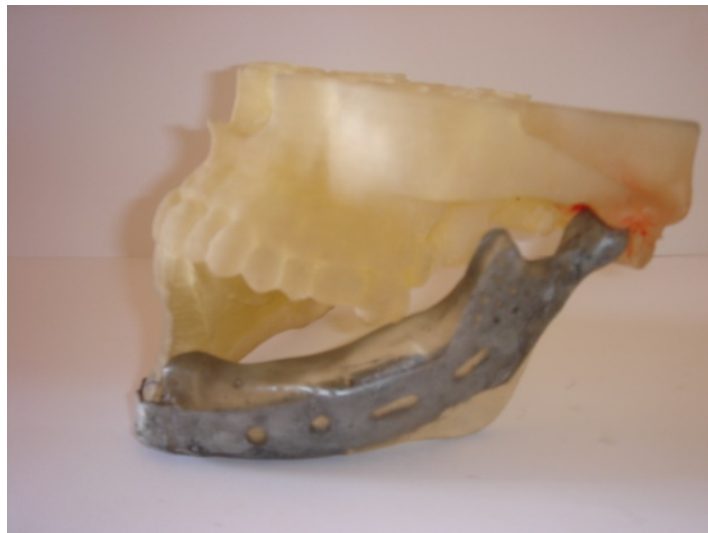


Figura 42 - Posicionamento do protótipo no biomodelo do paciente.

A execução de tal protótipo se fez necessária para avaliar se as dimensões do molde estavam adequadas para a confecção da prótese. A utilização de resina poliéster transparente auxiliou no sentido de permitir a visualização da posição e forma da estrutura metálica no interior da prótese.

Seria biologicamente aceitável (biocompatível) produzir toda a estrutura da prótese em titânio através do processo de usinagem. Entretanto, tal configuração mostra-se inviável devido ao grande peso que a prótese teria e elevado custo. A solução

encontrada foi produzir em titânio apenas a estrutura referente ao côndilo e uma pequena haste referente ao corpo da mandíbula.

A haste que dá resistência mecânica ao corpo da mandíbula foi produzida através de conformação mecânica de uma chapa metálica, respeitando as formas do molde. Pequenos furos foram inseridos na estrutura para diminuir o peso e também auxiliar na ancoragem do cimento de fosfato de cálcio.

A parte do protótipo referente ao côndilo foi projetada para ser usinada. Assim, uma pequena haste foi inserida na estrutura para que o côndilo pudesse ser adequadamente fixado no corpo da mandíbula. O *software* utilizado para tal foi o Solidworks, e o formato do côndilo foi criado utilizando as imagem da tomografia computadorizada do paciente. Na Figura 43a pode-se visualizar o modelo virtual do côndilo criado, e na Figura 43b observa-se o modelo físico final, usinado em MDF.

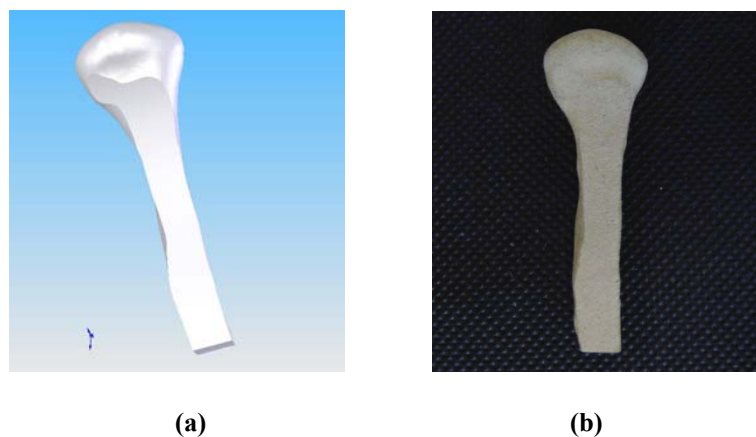


Figura 43 - Modelo projetado para a estrutura do côndilo; a) modelo virtual, obtido através de dados tomográficos do paciente; b) modelo físico criado para o protótipo, usinado em MDF.

O protótipo da prótese foi, então, criado, e após testes de posicionamento no biomodelo e aprovação do cirurgião, ele pode ser executado nos materiais adequados para o implante. A haste metálica correspondente ao corpo da mandíbula foi conformada mecanicamente e posicionada no molde para adequação do formato curvado. O côndilo foi usinado em fresadora CNC.

Após a usinagem, entretanto, fez-se necessário avaliar se as dimensões do componente usinado realmente estavam de acordo com as dimensões do modelo

proposto em CAD. Para isso foi utilizado um scanner tridimensional a laser, modelo Digimill 3D. Após a varredura de todas as faces do objeto, as nuvens de pontos foram unidas e transformadas em uma malha de triângulos (formato STL). Eventuais porções das nuvens de pontos que estejam sobrepostas foram eliminadas, a fim de evitar sobreposições de triângulos e imperfeições na malha.

Tendo criado uma malha representando o objeto usinado, pode-se sobrepor os dois objetos: a peça usinada e o modelo projetado em CAD. Assim, uma análise da diferença entre as dimensões dos modelos foi realizada, e o resultado é mostrado na Figura 44. Os valores das dimensões são dados em milímetros.

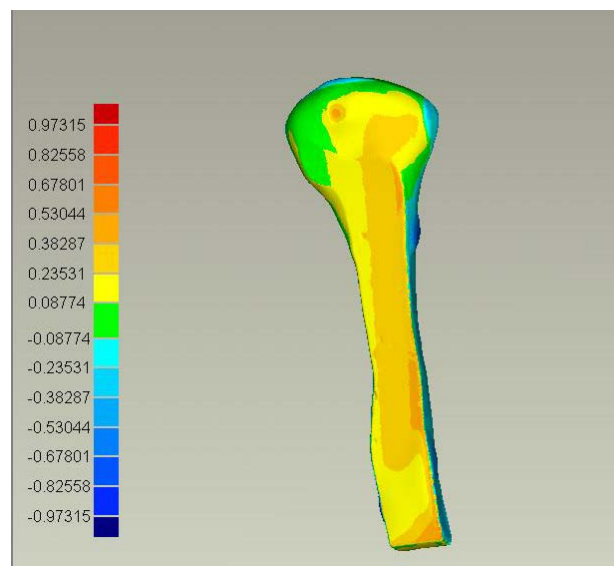


Figura 44 - Comparação dimensional do modelo físico produzido por usinagem CNC e do modelo virtual projetado em CAD.

Os dois componentes de titânio (haste e cômulo) foram unidos pelo processo de soldagem TIG. A Figura 45 mostra o aspecto final da estrutura de titânio.



Figura 45 - Estrutura metálica produzida em titânio pelos processos de conformação mecânica, usinagem e soldagem.

A estrutura metálica foi, então, posicionada dentro do molde de borracha de silicone e recoberta com cimento de fosfato de cálcio. O molde foi colocado em uma estufa a temperatura de 60°C por 24 horas. Após a cura do cimento, a prótese foi imersa em um banho de Na_2HPO_4 a 2,5% para o ajuste de pH. Após o término de tais procedimentos a prótese esteve apta para implante, e sua aparência final é mostrada na Figura 46.



Figura 46 – Prótese final, confeccionada em titânio e α -TCP.

O cêndilo, produzido em titânio, não pode, no entanto, ficar em contato direto com a cavidade articular do paciente. O titânio é um material muito duro em comparação ao osso humano, o que acarretaria um intenso desgaste na estrutura óssea do paciente, uma vez que é uma região de movimento relativo entre as duas partes. Para isso utiliza-se um disco de UHMWPE para que o contato entre o cêndilo de titânio e a cavidade articular não seja direto. Um modelo esquemático do posicionamento do componente de UHMWPE é mostrado na Figura 47.

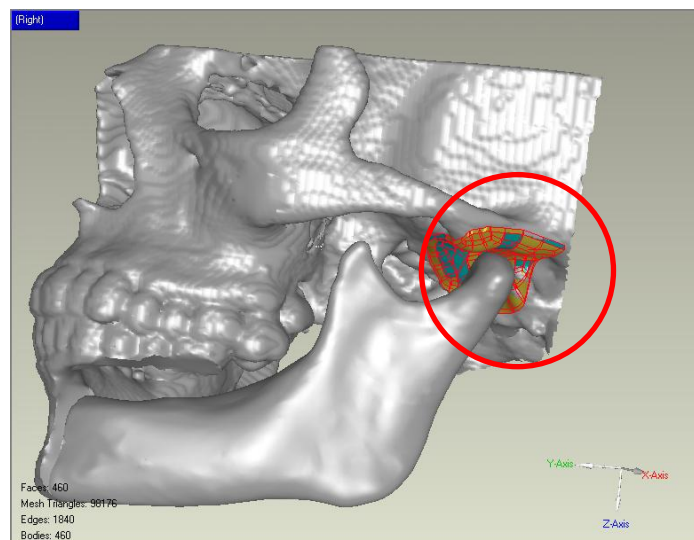


Figura 47 - Representação do posicionamento do componente protetor da cavidade articular.

Um modelo físico da cavidade articular foi produzido, manualmente, em resina epóxi, seguindo o mesmo procedimento do caso anterior. Utilizou-se o biomodelo como referência para a criação do modelo, definindo o formato adequado para a estrutura de UHMWPE protetora da cavidade articular. O passo seguinte foi a realização da digitalização do modelo de resina epóxi com o auxílio do scanner 3D a laser. Após ser finalizada a digitalização do modelo, o implante de UHMWPE foi fabricado pelo processo de usinagem CNC.

A configuração final da prótese (mandíbula e cavidade articular) pode ser visualizada na Figura 48, posicionada no biomodelo. Pode-se observar a estrutura de titânio, cobertura de cimento de α -TCP e cavidade articular confeccionada em UHMWPE.



Figura 48 - Posicionamento da prótese no biomodelo da paciente.

A retirada da mandíbula frequentemente causa severos comprometimentos na função: mastigação, deglutição, fonética e estética. As placas convencionais utilizadas para a fixação de fraturas ou substituição temporária de mandíbula não conseguem evitar completamente estas conseqüências devido à sua geometria, que não permite a fixação 3D dos fragmentos, mas não permite a reabilitação 3D dos contornos ósseos. Atualmente, a reconstrução óssea primária é frequentemente realizada utilizando placas em combinação com enxertos autógenos. Entretanto, isto significa um prolongamento no tempo de cirurgia e adicional morbidade. Além disso, a preparação de implantes com forma final previsível é dificultada devido à falta de planejamento pré-operatório [61].

Em contraste, a fabricação prévia de próteses utilizando sistemas CAD/CAM permite a reconstrução do contorno mandibular. Isso também inclui o processo condilar, se necessário. Eufinger, Wehmöller e Machtens [61] estudam tais situações e demonstram, também, a possibilidade de planejamento e posicionamento dos implantes para os dentes perdidos devido à retirada da mandíbula.

Como desvantagem deste processo de fabricação pré-operatória de implantes personalizados está o tempo de fabricação das próteses (aproximadamente 15 dias para a mandíbula), entretanto alguns autores estimam um tempo de 5 dias [61]. Tal tempo necessário para a fabricação pode representar complicações em casos de emergência, e depende principalmente da complexidade de cada caso.

Apesar de algumas desvantagens, o método oferece novas oportunidades técnicas para a reconstrução mandibular: precisão individual, rapidez e segurança na retirada do tumor, e possibilidade de reconstrução do côndilo de maneira personalizada. Com relação a aspectos técnicos, a alta precisão dos modelos e das próteses suporta os esforços para aplicar este método em outras áreas da cirurgia maxilofacial [61]. A realização de osteotomias utilizando modelos de estereolitografia pode ser considerado um importante aspecto da cirurgia moderna assistida por computador.

3.4. Obtenção de Implantes via Sinterização a Laser

Tradicionalmente, todos os materiais podem ser selecionados para tecnologias CAD/CAM se puderem ser processados por usinagem ou fundição. O surgimento de tecnologias de prototipagem rápida que permitem o processamento direto de materiais na forma de pó oferece mais uma possibilidade de fabricação de implantes personalizados.

3.4.1. Propriedades Físicas

Propriedades físicas (densidade e dureza) dos corpos de prova produzidas em Ti-6Al-4V por sinterização a laser foram medidas. Os resultados são mostrados na tabela 7.

Tabela 7 - Valores de densidade e dureza obtidos para as amostras sinterizadas a laser.

Corpo-de-prova	Diâmetro do laser, mm	Velocidade de varredura, mm/s	Densidade final, %	Dureza, HV1
1	0.05	50	97,6	515
2	0.05	50	96,2	515
3	0.05	50	97,5	515
4	0.05	50	96,4	515
5	0.05	100	93,2	378
6	0.05	100	94,9	439
7	0.05	100	92,7	515
8	0.05	100	92,9	439
9	0.075	50	95,2	613
10	0.075	50	95,8	613
11	0.075	100	92,4	515
12	0.075	100	92,9	515
13	0.1	50	93,6	439
14	0.1	50	93,7	515
15	0.1	100	92,8	515
16	0.1	100	93,0	515

Por apresentar o valor mais alto de densidade, a combinação de parâmetros de 0,05 mm para diâmetro do laser e 50 mm/s para velocidade de varredura foi escolhida para a produção dos modelos.

3.4.2. Estruturas Suporte

Cada *software* de preparação de dados para prototipagem rápida apresenta suas próprias soluções e estratégias para o suporte dos modelos. Com o objetivo de encontrar uma boa relação entre as estruturas suporte e a viabilidade de execução das peças, diferentes tipos de suportes oferecidos pelo *software* Viscam RP foram testados.

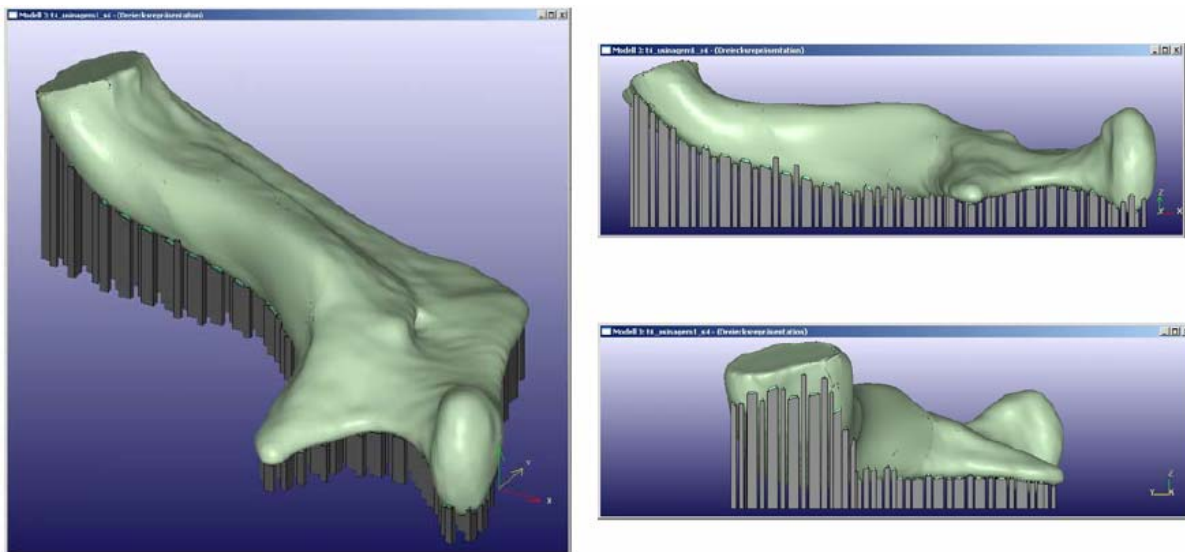


Figura 49 - Modelo digital do implante com as estruturas suporte geradas pelo *software* Viscam RP

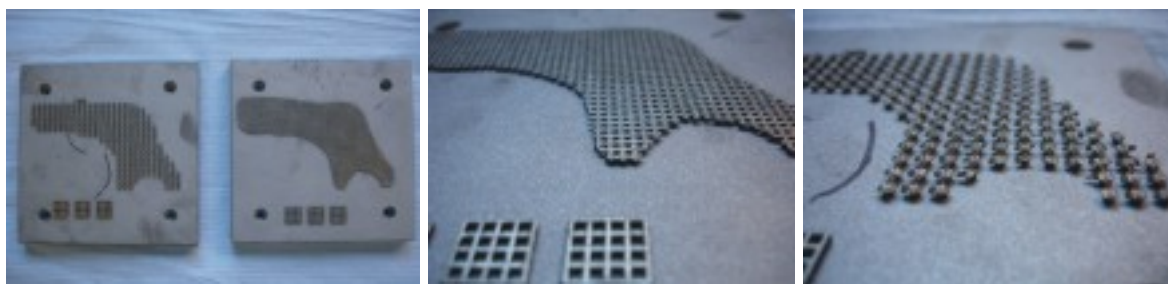


Figura 50 - Exemplos de estruturas suporte investigados

Os protótipos produzidos por sinterização a laser são construídos sobre uma plataforma, e a ela ficam fortemente aderidos. O modelo precisa, então, ser removido da plataforma, caso contrário não será funcional. Para a separação do protótipo da plataforma utiliza-se uma ferramenta de corte. No entanto, alguns milímetros do modelo podem ser removidos nessa etapa, sendo necessário cuidado adicional. Esta pode ser considerada uma operação relativamente simples quando se trata de estruturas planas. Entretanto, quando a geometria do modelo é mais complexa, esta operação deixa de ser trivial.

Primeiramente, deve-se considerar que quando o modelo for removido da plataforma utilizando uma ferramenta de corte, parte dele será perdida. Se a superfície inferior do objeto é plana, pode-se simplesmente confeccioná-lo 2 ou 3 mm mais alto.

Entretanto, quando a geometria é mais complexa deve-se confeccionar suportes que contornem a superfície da peça.



Figura 51 - Modelo de mandíbula e estruturas suporte confeccionados pelo processo de DMLS.

Da mesma forma, a remoção dos suportes quando a geometria é complexa é bastante difícil, principalmente quando se trata de metais com elevada dureza, como o titânio. A Figura 52 mostra um modelo de mandíbula confeccionado com determinado tipo de suporte, após ser removido da plataforma. Como a separação das peças da plataforma, e posteriormente do suporte, é manual, a estrutura do suporte deve ser o menos densa possível, para facilitar a remoção. Entretanto, quanto mais vazado for o suporte, mais crítica será a construção dos modelos.



Figura 52 - Protótipo após ser removido da plataforma. A estrutura suporte deve ser removida na etapa de acabamento.

A orientação do modelo também é um parâmetro importante. O modelo pode ser rotacionado (Figura 53) com o objetivo de gerar uma menor área em contato com as estruturas suporte e reduzir o tempo de remoção dos suportes. A desvantagem desse procedimento é que o modelo pode se tornar bastante alto, o que aumenta significativamente o tempo de processo.

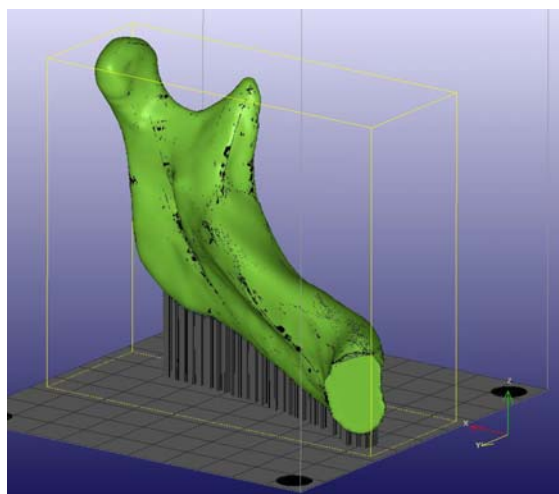


Figura 53 - Modelo posicionado na direção vertical. A rotação do modelo reduz a área suportada, mas em contrapartida aumenta o tempo de processamento.

3.4.3. Inclinação Máxima do Modelo

Superfícies inclinadas podem ser construídas sem a necessidade de suporte, desde que esta inclinação seja suficiente para que a camada anterior suporte a posterior. O valor da inclinação máxima que permite a construção do modelo sem necessidade de suporte para uma determinada superfície é dependente do processo e do material utilizado.

Cada material e equipamento diferente de DMLS possui um ângulo limite, abaixo do qual a construção de suportes é essencial para o sucesso da operação. Com o objetivo de verificar qual é a inclinação máxima do modelo considerando os materiais utilizados e o equipamento, foram realizados testes onde foi analisada a influência da variação do ângulo em relação ao acabamento do modelo.



Figura 54 – Corpos-de-prova produzidos para investigar a influência do ângulo de inclinação do modelo em relação à plataforma.

Estruturas que possuíam ângulos com a plataforma abaixo de 34° não puderam sequer ser finalizadas, pois acabaram sendo arrancadas da plataforma. Estipulou-se, então, um ângulo limite para a confecção dos modelos: 35° . Abaixo deste ângulo, estruturas suporte devem ser projetadas.

3.4.4. Estrutura Interna

Com o objetivo de avaliar a possibilidade de produção de peças de baixo peso, diferentes estruturas internas foram investigadas. Alguns exemplos são ilustrados na Figura 55. A seguir, as estruturas executáveis foram selecionadas e inseridas no interior do modelo da mandíbula. Assim, o modelo produzido fica mais leve (por não ser internamente completamente preenchido), apresentando uma estrutura interna modular.

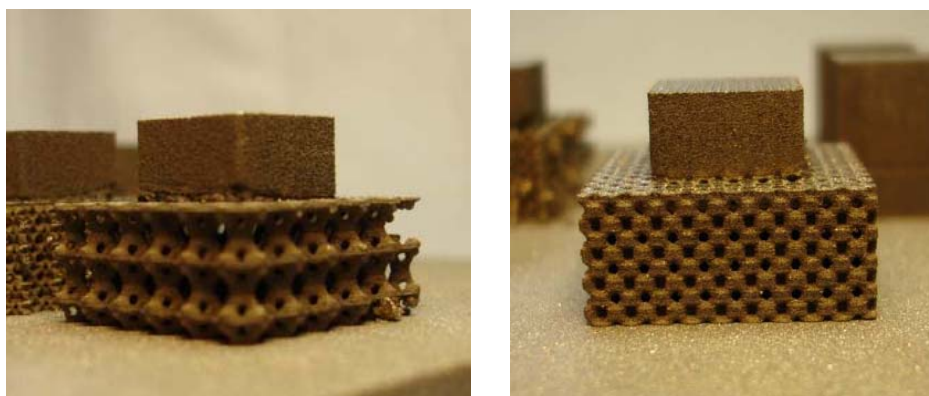


Figura 55 - Diferentes estruturas internas testadas para o modelo de implante.

Em ambos os casos ilustrados na figura 45 o processo obteve sucesso. Pode-se perceber que as bordas estão bem definidas e o acabamento superficial é bom. Para as outras possibilidades de estruturas internas oferecidas pelo *software*, o processo de sinterização a laser não apresentou bom desempenho, sendo o processo interrompido antes de sua finalização (Figura 56).

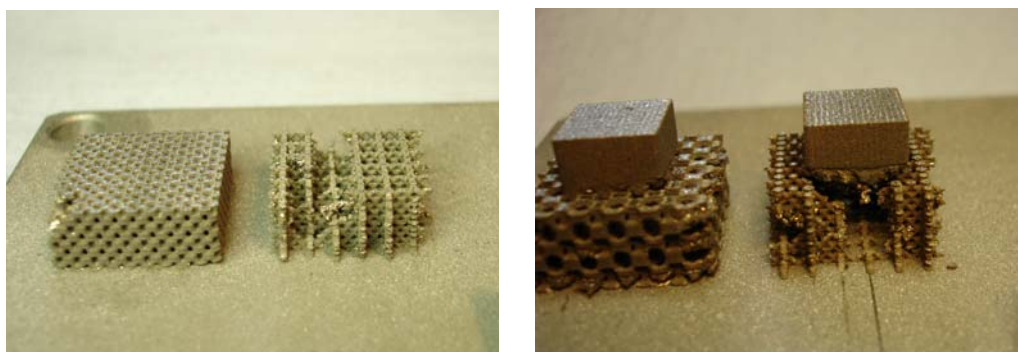
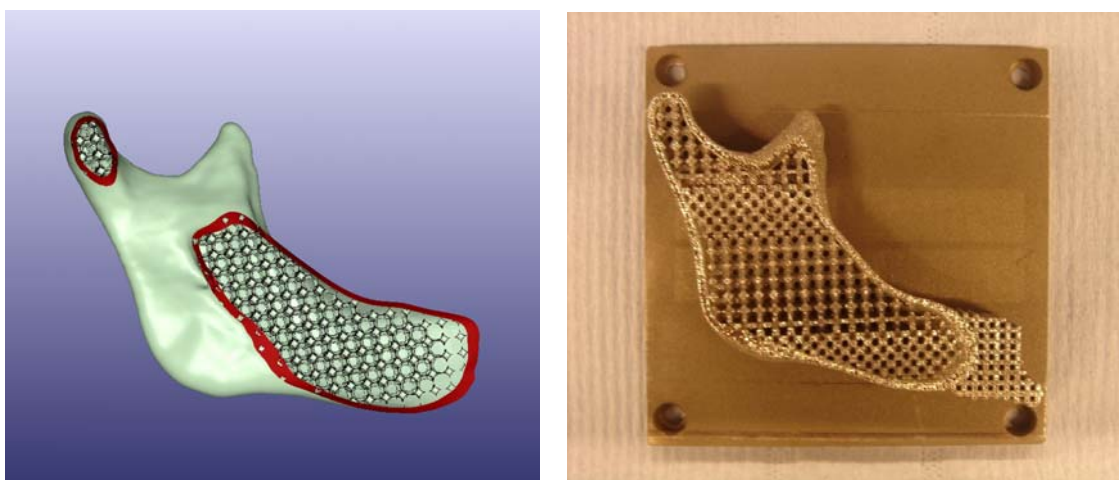


Figura 56 - Exemplos de estruturas que não obtiveram sucesso na construção.

Assim, as possibilidades viáveis de estrutura interna foram selecionadas e o modelo do implante foi produzido; desta vez, não completamente preenchido internamente, mas com uma configuração interna porosa.



(a)

(b)

Figura 57 - Vista interna do implante; a) modelo virtual; b) modelo físico.

Como descrito por Lohfeld [36], uma prótese vazada não traz benefícios apenas por proporcionar redução de peso, mas também pode tornar a fabricação mais rápida. O tempo de fabricação deste processo é fortemente dependente da área a ser varrida pelo laser em cada camada. A desvantagem da manufatura de uma estrutura

interna diferenciada está na maneira com que o pó será removido do interior da peça, o que deve ser previamente projetado.

3.4.5. Controle de Qualidade

Com o objetivo de verificar a precisão dimensional do implante obtido através do processo de sinterização a laser (Figura 58), a superfície do modelo foi varrida pelo sistema de Scanner tridimensional a laser. Através desta análise foi possível comparar as dimensões do modelo produzido com o modelo CAD virtual, como mostra a Figura 59. As diferenças entre as dimensões são dadas em milímetros.



Figura 58 - Modelo físico produzido por sinterização a laser, baseado em dados de tomografia computadorizada.

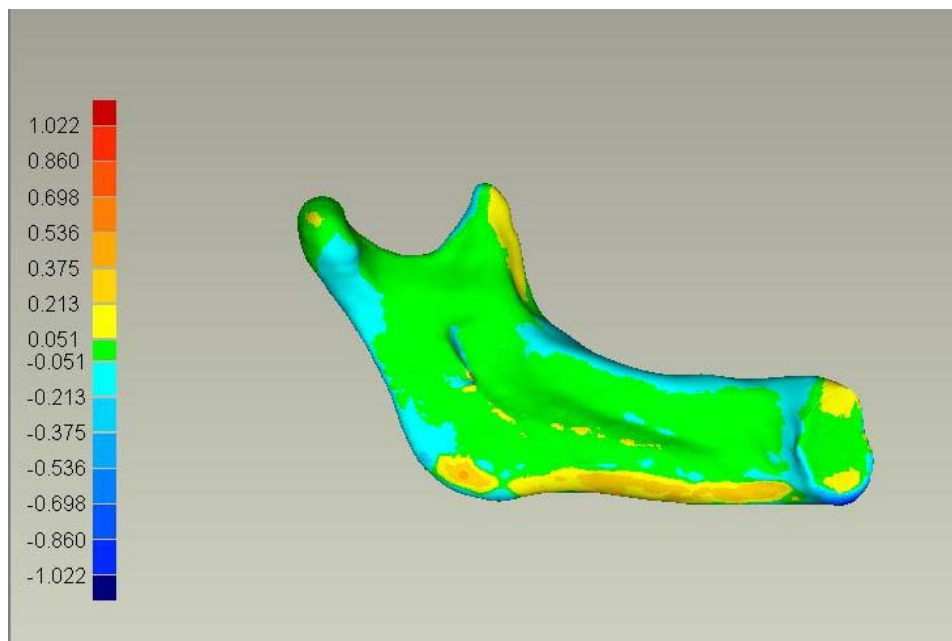


Figura 59 - Comparação tridimensional entre o modelo físico produzido e o modelo CAD original

A maior parte da área digitalizada apresenta diferenças menores que 0.05 mm (área verde) quando comparada ao modelo CAD 3D. Algumas regiões específicas, localizadas nas bordas, apresentam diferenças maiores, o que pode ser explicado pela deficiência no acabamento superficial provocada pela retirada manual das estruturas suporte.

3.4.6. Análise de Elementos Finitos (FEA)

O modelo, quando construído como uma estrutura maciça, é muito pesado, e não poderia ser utilizado como implante devido à blindagem de tensões. Então, a produção de um modelo vazado seria uma opção para a obtenção de uma estrutura mais leve. Porém, se faz necessário calcular quão espessa as paredes do modelo devem ser para que tenha a resistência adequada para as tensões existentes em tensões normais.

Inicialmente assumiu-se que o peso do osso natural e do implante deveria ser o mesmo. Esta condição inicial permite prever a espessura inicial das paredes, de acordo com a equação abaixo:

$$W_i = W_{nb}$$

onde W_i é o peso do implante e W_{nb} é o peso de um osso natural humano com as mesmas dimensões.

$$W = V \cdot \rho$$

$$W_i = V_i \cdot \rho_i$$

$$W_i = S_i \cdot t \cdot \rho_i$$

onde V_i é o volume do implante, ρ_i é a densidade do material do implante, S_i representa a área superficial e t representa a espessura da parede do implante.

$$W_{nb} = V_{nb} \cdot \rho_{nb}$$

onde V_{nb} é o volume do osso natural humano com as mesmas dimensões e ρ_{nb} é a densidade de uma mandíbula humana natural.

O titânio foi escolhido como material de implante, cuja densidade é de (ρ_{Ti}) é 4,506g/cm³. Através do processo de fabricação escolhido para a manufatura do implante (sinterização a laser), não é possível a obtenção de peças com densidade de 100% da densidade teórica. Assim, baseado em experimentos prévios com amostras de titânio produzidas através do mesmo processo de fabricação, assumiu-se que a densidade das peças obtidas pelo processo de sinterização a laser encontra-se em torno de 97%. Assim, a densidade do implante é calculada por:

$$\rho_i = \rho_{Ti} \cdot \rho(\%)$$

$$\rho_i = 4,506 \text{ g / cm}^3 \cdot 0,97$$

$$\rho_i = 4,370 \text{ g / cm}^3$$

O valor para a densidade do osso natural foi revisada por Reina et al. [73] um valor médio de $2,00 \text{ g/cm}^3$ foi assumido.

A partir do modelo 3D do implante é possível encontrar os valores de área superficial ($85,243 \text{ cm}^2$) e volume ($30,625 \text{ cm}^3$) utilizando um sistema CAD ou CAM. Neste caso, o *software* utilizado foi Viscam RP.

A partir das equações encontra-se o valor para a espessura da parede (t):

$$t = \frac{V_{nb} \cdot \rho_{nb}}{\rho_i \cdot S_i}$$

$$t = \frac{30,625 \text{ cm}^3 \cdot 2,00 \text{ g/cm}^3}{4,370 \text{ g/cm}^3 \cdot 85,243 \text{ cm}^2}$$

$$t = 0,16 \text{ cm} = 1,6 \text{ mm}$$

O modelo de elementos finitos apresentou um total de 33688 elementos e 14133 nós no total, como mostra a Figura 60.

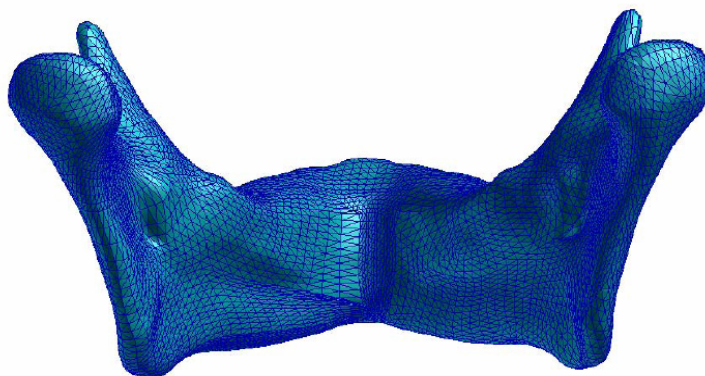


Figura 60 - Representação CAD da mandíbula humana como malha tridimensional de elementos finitos.

Forças de reação musculares

O carregamento no plano de oclusão costuma alcançar valores relativamente altos. A força média da mordida das pessoas encontra-se em uma faixa de magnitude de 200 a 300 N na área dos dentes incisivos, 300 a 500 N na região pré-molar e 500 a 700

N na região molar [74]. Os valores encontrados durante a mastigação são normalmente muito menores, representando apenas uma fração da força máxima da mordida.

Durante a mastigação a mandíbula se move em relação ao resto do crânio. Forças atuam nas regiões próximas aos músculos da mastigação e no plano de oclusão. Estas forças são transmitidas dos dentes às estruturas ósseas da maxila e da mandíbula.

A utilização de valores das forças exercidas pelos músculos e a exata localização destas cargas são uma possibilidade para os cálculos. Para a primeira simulação, foi assumido que os pontos no centro do raio dos côndilos estão fixados em todas as direções, assim o modelo não pode se deslocar, apenas realizar rotação em relação a este eixo. Outro ponto, no centro da mandíbula, foi fixado apenas na direção Z. Também foi assumido que as deformações são iguais a zero, então as forças musculares de reação podem ser obtidas (Figura 61).

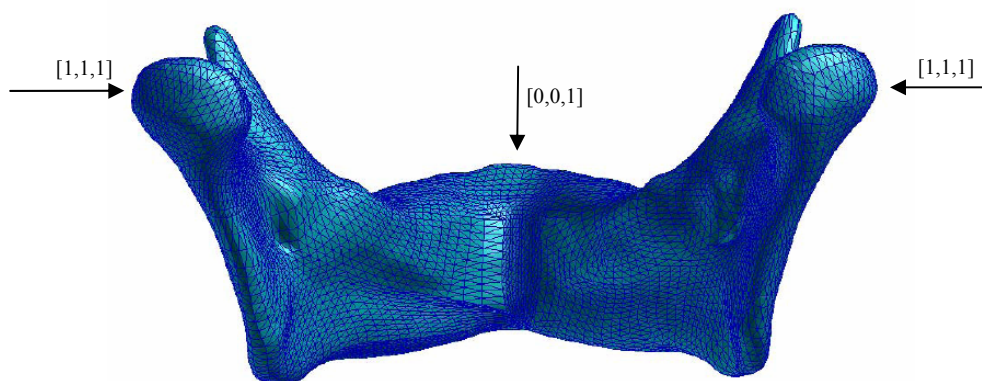


Figura 61 - Restrições assumidas no modelo de elementos finitos. Dois pontos fixados nas direções [x,y,z] e um ponto fixado apenas na direção [z].

Assumindo que os deslocamentos são nulos e existem algumas restrições de movimento, é possível realizar os cálculos invertendo-se o que acontece na realidade: ao invés de forças, considera-se deslocamentos e restrições de movimento, e assim, forças de reação.

Devido à complexidade da atividade muscular, apenas a função passiva dos músculos de mastigação foi considerada. Estes músculos mastigatórios incluem 5 grupos principais: masseter (superficial e profundo), pterigóide medial, pterigóide lateral e músculo temporal (anterior e posterior) e músculos auxiliares (Figura 62). De acordo com detalhes anatômicos, as regiões onde cada músculo atua foram determinadas e marcadas. O grau de liberdade dos nós nestas regiões foi considerado sempre igual a zero. Como aproximação, apenas os principais músculos da mastigação foram considerados, de acordo com a tabela 8.

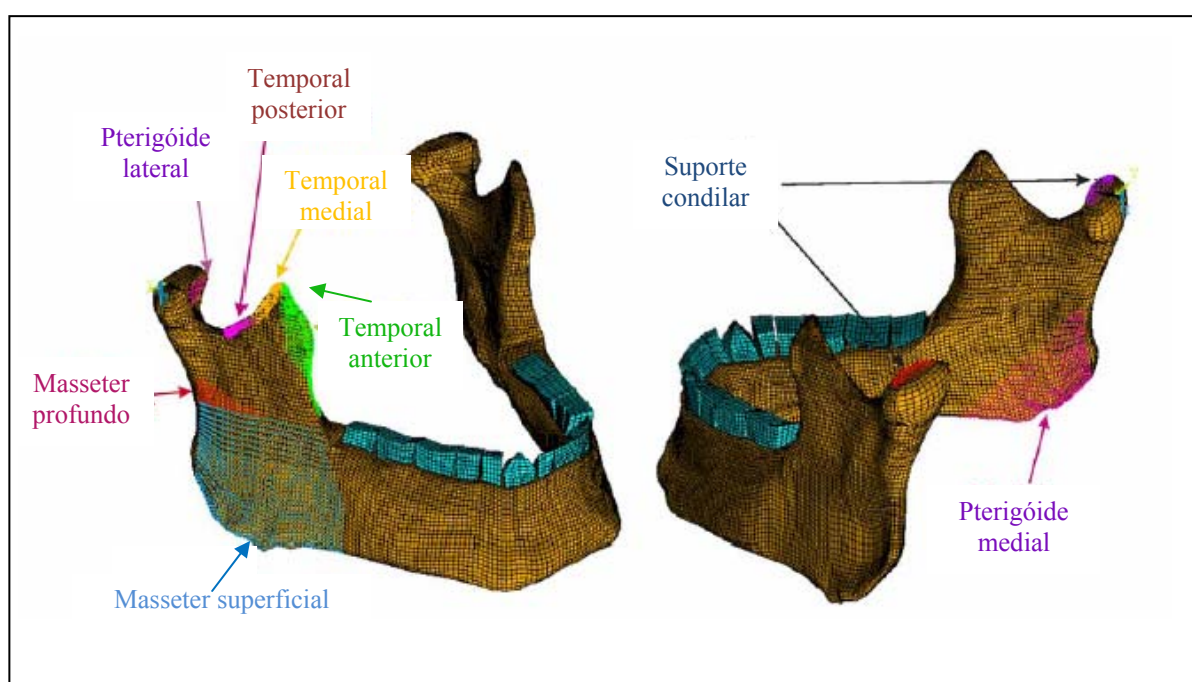


Figura 62 - Inserções dos diferentes músculos da mastigação.
 Fonte: adaptado de Reina et al. [73].

Para estas simulações, três diferentes situações de carregamento foram analisadas: mordida incisiva simétrica, mordida com o canino do lado esquerdo e mastigação com os molares do lado direito. As forças de reação exercidas por cada músculo, em cada situação de carregamento, estão sumarizadas na tabela 8.

Tabela 8: Orientação das forças exercidas pelos músculos do lado esquerdo da mandíbula, e magnitude das forças em ambos os lados, nas seguintes situações: mordida incisiva simétrica, mordida com o canino do lado esquerdo, mordida com os molares do lado direito.

Músculo	Orientação das forças			Magnitude das forças (N)					
	x	y	z	Incisivo		Canino		Molar	
				D	E	D	E	D	E
Masseter superficial	0,419	0,207	-0,885	76,2	76,2	87,6	110,4	106,6	38,1
Masseter profundo	-0,358	0,546	-0,758	21,2	21,2	37,5	47,3	45,7	16,3
Temporal anterior	0,044	0,149	-0,988	12,6	12,6	85,3	22,1	102,7	80,6
Temporal médio	-0,500	0,221	-0,837	5,7	5,7	45,9	19,1	57,4	50,7
Temporal posterior	-0,855	0,208	-0,474	3,0	3,0	31,8	19,7	40,8	40,8
Pterigóide médio	0,372	0,486	-0,791	136,3	136,3	96,1	82,2	169,6	82,2
Pterigóide lateral	0,757	0,630	0,174	61,9	61,9	28,7	62,1	33,5	23,9

Propriedades do material

Apesar de a maioria dos dispositivos médicos sofrerem carregamentos dinâmicos, as propriedades dos materiais determinadas sob cargas estáticas são parâmetros chave e os primeiros valores verificados no projeto. Dependendo do uso funcional do dispositivo, a elasticidade, a resistência à fadiga ou ambos devem ser priorizados. O módulo elástico e os valores de resistência influenciam fortemente os valores de rigidez e deformação e a capacidade de carregamento de componentes, e são fatores importantes com respeito à aplicação clínica do dispositivo como um todo [75].

O material usado para as simulações foi a liga Ti-6Al-4V. As propriedades definidas estão sumarizadas na tabela 9.

Tabela 9: Propriedades da liga de titânio utilizadas para os cálculos.

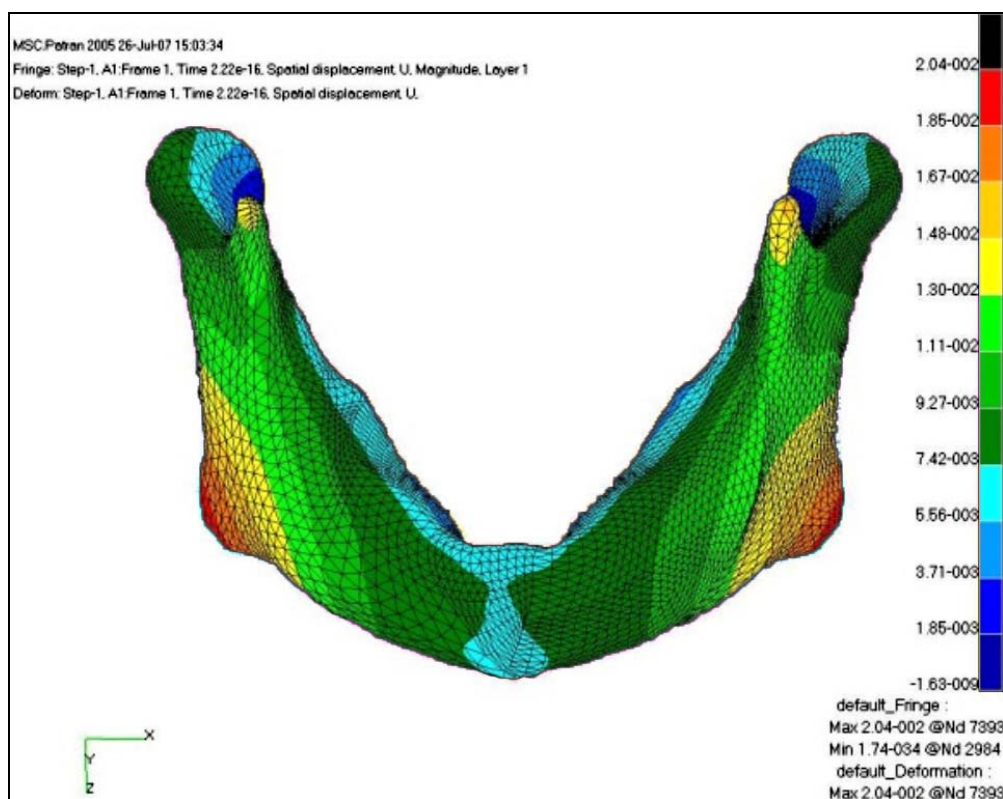
Propriedade	Valor
Módulo elástico, E	116000MPa
Coefficiente de Poison, ν	0,33
Tensão de escoamento	862 MPa

Em modelos de elementos finitos, alguns pressupostos afetam fortemente a precisão dos resultados [76]. Neste estudo, as forças de contato não foram consideradas e as condições de contorno assumem que não existem deslocamentos em três pontos específicos da malha. Estas considerações afetam a precisão do modelo de elementos finitos e devem ser levadas em conta na interpretação dos resultados.

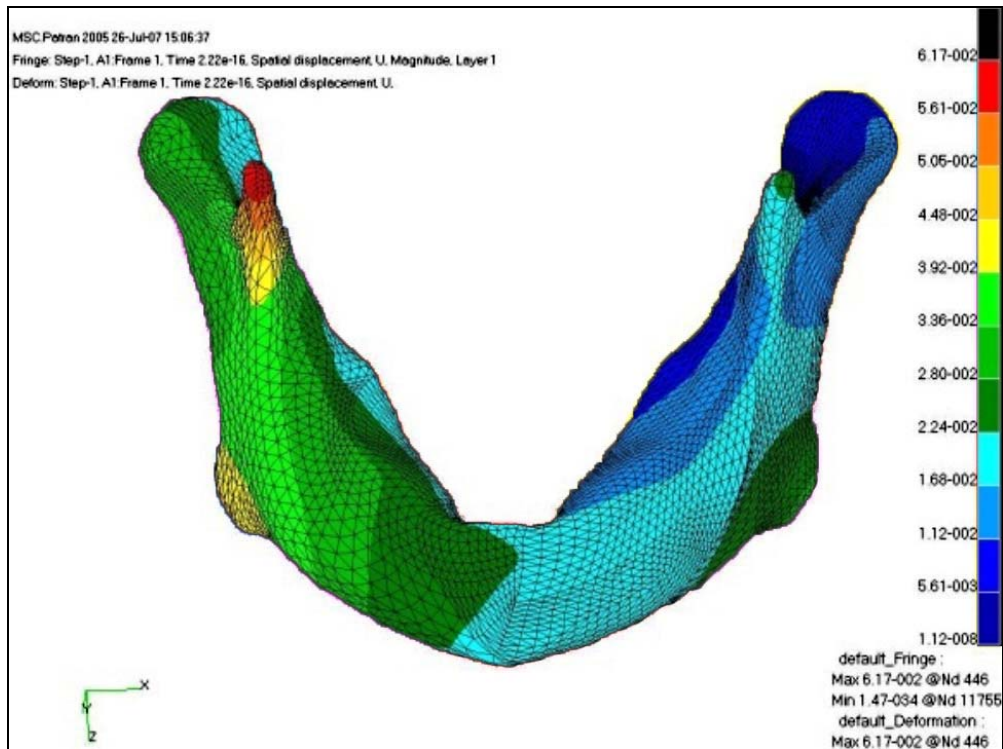
Deformação espacial

Os resultados da análise de elementos finitos foram realizados com respeito a tensões na área da mandíbula. Desta forma, a evolução dos campos de tensões associados com a deformação (que ocorre na mandíbula quando realiza a mordida) pôde ser analisada.

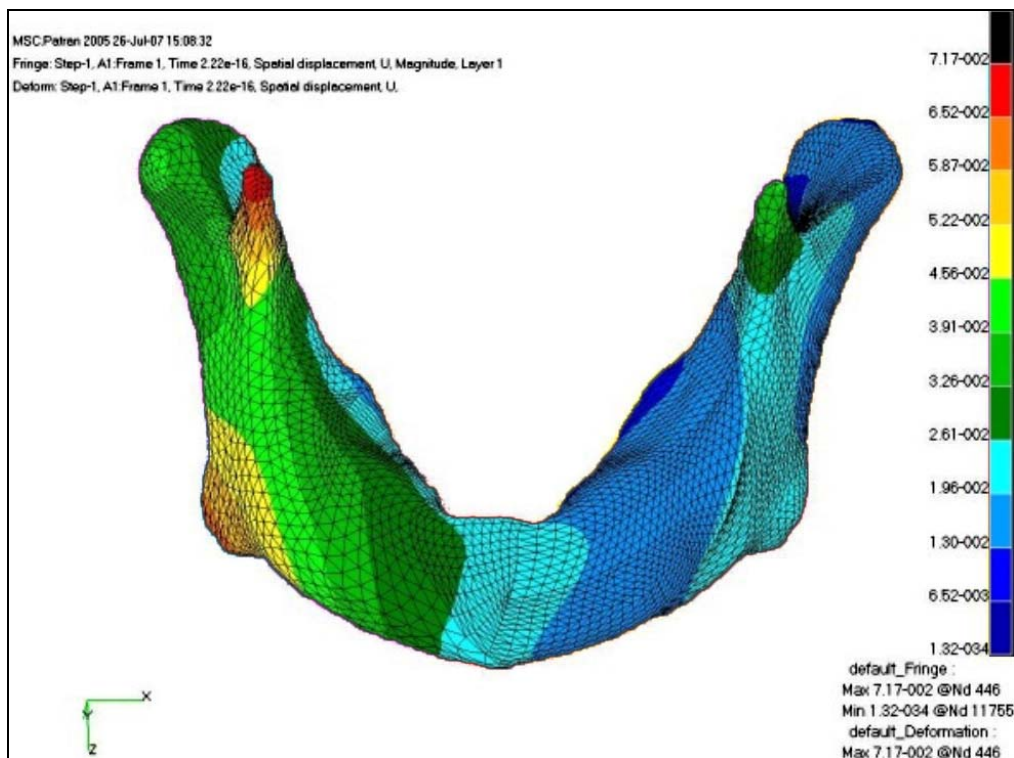
A deformação máxima apresentada pelo modelo na simulação do caso de mordida incisiva simétrica foi 20 μm , localizado na região em torno do ângulo da mandíbula, em ambos os lados. Para o caso de mordida com o canino o maior valor encontrado foi 61 μm e para a mastigação com os molares do lado direito o valor máximo foi 72 μm , como mostra a Figura 63.



(a)



(b)



(c)

Figura 63 - Comportamento do modelo de mandíbula na aplicação de diferentes situações de carregamento. As representações coloridas referem-se à mandíbula após a aplicação das forças musculares; a) mordida incisiva simétrica; b) mordida com o canino esquerdo; c) mordida com os molares do lado direito.

A deformação do modelo foi estudada com o objetivo de identificar as regiões onde se localizam as mais altas tensões e onde podem ocorrer fraturas. Nestas regiões, uma estrutura mais espessa ou com material mais resistente deve ser projetada.

Tensões

Tensão *von Mises* é uma representação da tensão efetiva em um material sob determinada situação de carregamento. A escala de tensões vai dos menores valores de tensões (azul) para os maiores (vermelho).

Os valores e gradientes de tensões *von Mises* do modelo vazado após a aplicação da situação de carregamento de mordida incisiva simétrica são ilustrados na Figura 64. A Figura 65 apresenta tal situação de carregamento para o modelo volumétrico.

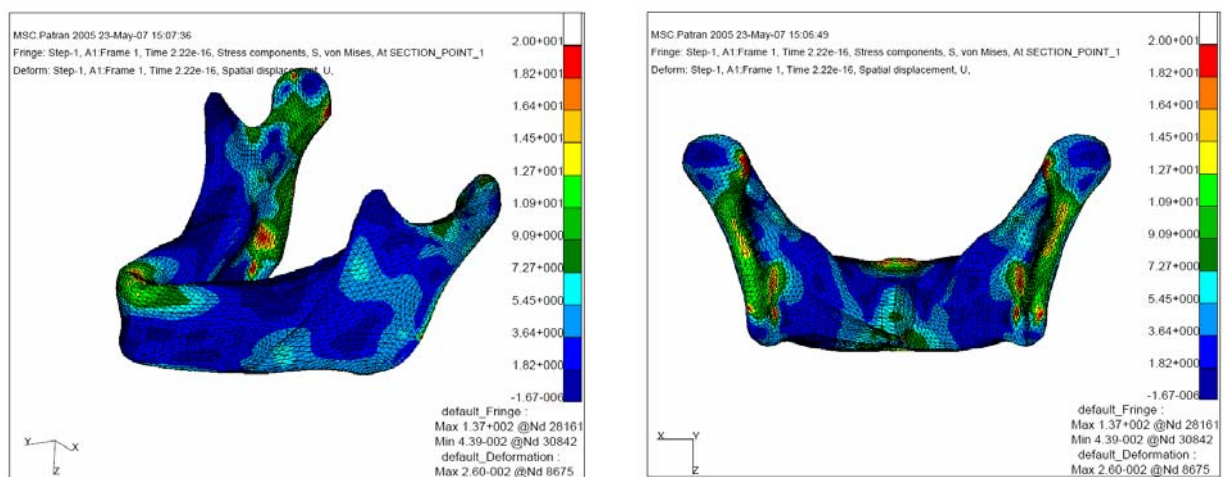


Figura 64 - Campos de tensão *von Mises* no corpo da mandíbula para o modelo vazado.

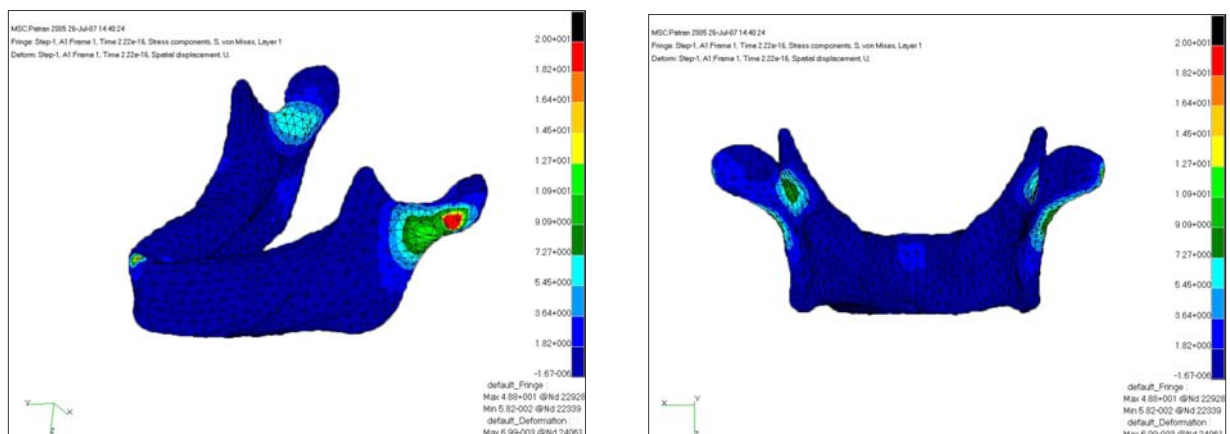


Figura 65 - Tensões *von Mises* no corpo da mandíbula para o modelo volumétrico.

Otimização da espessura

Os valores de tensões *von Mises* que são observados no modelo vazado estão localizados nas regiões vermelhas, com magnitude em torno de 20 MPa. A tensão de escoamento da liga Ti-6Al-4V revisada da literatura é de 862 MPa. Pode-se dizer que o modelo construído com uma espessura de parede de 1,6 mm está superprojetado, podendo suportar cargas até 40 vezes maior. Desta forma, a redução da espessura da parede do modelo torna-se possível, podendo equivaler a 0,04mm.

Obviamente, os valores teóricos obtidos na análise de elementos finitos não são adequados para o processo de manufatura proposto (sinterização a laser). A espessura do modelo capaz de ser fabricada pode variar dependendo do tipo de equipamento e foco do laser. O equipamento EOSINT M250X, por exemplo, é capaz de construir modelos com espessura mínima de 0,5 mm, uma estrutura bastante fina, mas bastante distante do valor calculado.

Multi Phase Topology Optimization (MPTO)

Utilizando os resultados obtidos na análise de tensões *von Mises* do modelo volumétrico foi possível calcular as regiões do modelo onde o material deveria possuir elevada rigidez (por apresentar elevadas tensões) e as regiões com cargas mais baixas, onde o material poderia ser menos resistente. Determina-se, ainda, as regiões onde o carregamento é tão baixo que a existência de material não se faz necessária. Para lidar com isto, materiais com diferentes propriedades (rigidez, densidade, estrutura, porosidade) podem ser distribuídos no modelo para atender os requisitos da condição de carregamento. A Figura 66 ilustra tal simulação, propondo materiais mais resistentes nas regiões vermelhas e materiais menos resistentes ou mais porosos nas regiões azuis.

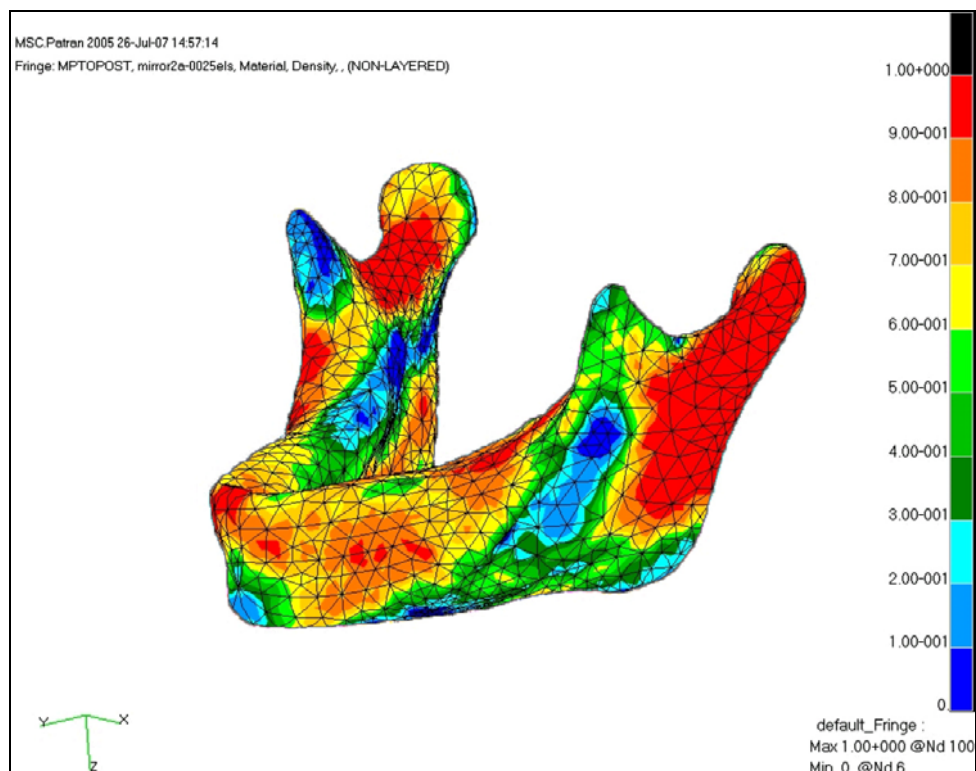
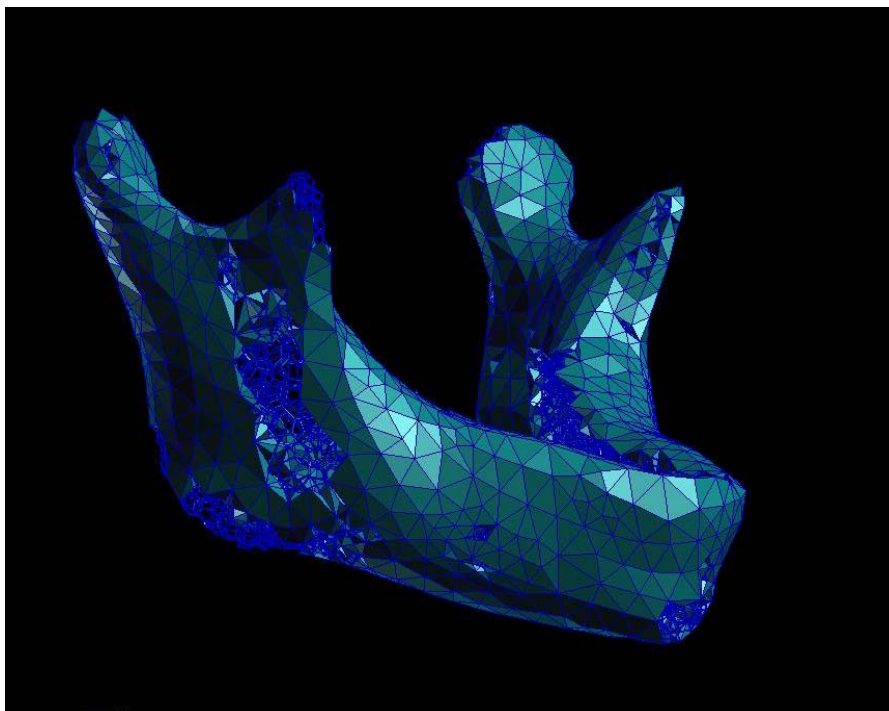


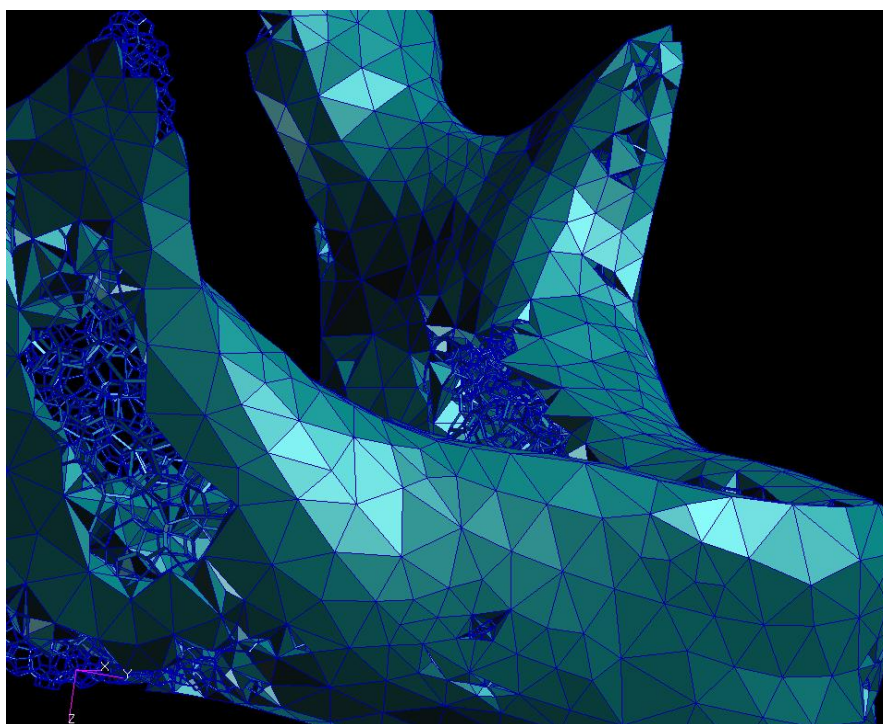
Figura 66 - MPTO do modelo volumétrico 3D sob carregamento simétrico incisivo.

Quando o modelo é projetado para possuir vazios em seu interior, entretanto não apresenta regiões abertas em sua superfície para conectar o interior com o lado externo, o pó que não foi sinterizado acaba sendo mantido dentro do modelo. Assim, o modelo não se torna leve como poderia ser. No presente caso, a fabricação do modelo é possível através do processo de sinterização a laser, pois a estrutura externa obtida é favorável por apresentar regiões abertas, possibilitando a retirada do pó não sinterizado no final do processo.

A topologia ou forma da estrutura não foi modificada, mas foi possível encontrar uma distribuição espacial ótima de diferentes densidades de material com o objetivo de atingir propriedades mecânicas adequadas para o modelo. Da mesma forma, pode-se projetar a estrutura para conter material nas regiões onde existem tensões e vazios nas regiões não solicitadas. Para esta aplicação, pode-se realizar o *design* da porosidade ótima para esta condição de carregamento, similar à porosidade encontrada na estrutura óssea humana. O modelo de porosidade obtido é apresentado na Figura 67.



(a)



(b)

Figura 67 - Distribuição de porosidade ótima obtido para a prótese; a) geral; b) detalhe.

O modelo obtido foi, então, manufaturado através do processo de sinterização a laser na liga Ti-6Al-4V. O resultado obtido é apresentado na Figura 68. Comprova-se, assim, a grande importância da técnica de sinterização a laser, proporcionando a fabricação de uma estrutura em material metálico biocompatível e de alta complexidade geométrica, não fabricável por outro processo de fabricação atualmente existente. O método MPTO, por sua vez, possibilitou a otimização da estrutura, gerando um modelo dimensionado exatamente para as condições de carregamento a que o componente é submetido quando em uso.



Figura 68 - Modelo obtido pelo método MPTO, fabricado em Ti-6Al-4V por sinterização a laser.

4. CONCLUSÕES

O tratamento das deformidades faciais é um desafio à equipe cirúrgica e, freqüentemente, envolve cirurgias múltiplas, algumas de alto custo, porém, em alguns casos, os resultados obtidos não são satisfatórios. Assim, os órgãos ligados ao atendimento da saúde e os profissionais envolvidos têm se preocupado continuamente com o desenvolvimento de novas formas de diagnóstico e tratamento destas deformidades. Devido ao aumento da expectativa de vida da população, existe uma crescente demanda de implantes para restabelecimento de possíveis funções perdidas e aspectos estéticos. Algumas próteses e implantes disponíveis atualmente, no entanto, não satisfazem adequadamente os requisitos de sua função, fazendo com que surja a necessidade de que esses implantes sejam feitos de maneira personalizada, adaptados às necessidades de cada paciente. Baseando-se neste fato, este trabalho analisou, através de estudos de caso, métodos de fabricação de implantes personalizados utilizados atualmente para a cirurgia de reconstrução craniofacial.

Neste estudo foi analisado o método tradicional, onde se utiliza um modelo físico do crânio do paciente para a fabricação do implante, fabricado com base em informações de tomografia computadorizada, processada em um sistema CAD/CAM. Foi também estudado o método virtual, forte tendência na cirurgia craniofacial moderna, onde o modelo do implante é totalmente confeccionado em ambiente digital.

No método tradicional, a utilização de biomodelo produzido por prototipagem rápida auxiliou de forma determinante na fabricação de um protótipo do implante com a forma e dimensão adequadas. Através deste protótipo, pôde-se obter a peça para ser implantada que se encaixa perfeitamente na estrutura anatômica do paciente, substituindo de forma adequada a antiga estrutura existente.

A metodologia de obtenção de implantes utilizando modelagem manual seguida de moldagem, apesar de ser bastante artesanal e depender das habilidades manuais do profissional responsável, obteve sucesso na reconstrução de estruturas ósseas faciais traumatizadas.

A técnica de digitalização tridimensional a laser associada a técnicas de usinagem a altas velocidades mostrou-se adequada para a fabricação de implantes personalizados. A peça produzida em UHMWPE possuía complexidade geométrica necessária para tal posição, e assim, adaptou-se de maneira adequada à cavidade articular do paciente, garantindo o sucesso da cirurgia. Aspectos estéticos e funcionais puderam ser recuperados.

Além do auxílio na fabricação de implantes personalizados, a utilização de biomodelos produzidos por prototipagem rápida permite que o cirurgião tenha conhecimento do local exato do defeito e da estrutura óssea do paciente e assim, faça um melhor planejamento pré-operatório da parte a ser removida, tenha uma maior segurança no resultado após a reconstrução e maior precisão dimensional dos implantes, resultando assim em uma cirurgia mais bem sucedida, com reduzido tempo de cirurgia e cuidado pós-operatório menor. O paciente, por sua vez, também tem vantagens com a utilização desta técnica, como o reduzido tempo no hospital, bom aspecto estético, maior aceitabilidade social. Para o sistema público de saúde, são reduzidos os gastos cirúrgicos em virtude de um menor tempo de hospitalização, custos reduzidos dos cuidados pós-operatórios, reabilitação mais rápida do paciente, solução para casos de pacientes cujo tratamento realizado previamente foi inadequado.

No método virtual, a utilização de modelos físicos fez-se desnecessária para a obtenção dos implantes. Tal metodologia constitui um consistente avanço para o *design* e a fabricação de implantes craniofaciais personalizados. O método permitiu que, através da utilização de sistemas CAD/CAM, o implante pudesse ser projetado de acordo com a anatomia do paciente, em ambiente virtual. Iniciando com uma rápida transmissão de dados de tomografia computadorizada, que pode ser realizada via Internet, próteses personalizadas podem ser projetadas e manufaturadas, tornando o processo automatizado. A discussão a respeito do *design* com o cirurgião, antes que a prótese seja produzida, poderia também ser realizada via internet.

A manipulação de dados de tomografia computadorizada e de modelos CAD baseia-se basicamente em operações de espelhamento e *design* de produto. Após, o processo de fabricação mais adequado deve ser escolhido, levando em consideração fatores como geometria do modelo, material desejado, aplicação e custo envolvido. Para o processo de usinagem, a prótese foi previamente moldada confeccionada em cimento

ósseo e titânio. Para a fabricação através do processo de sinterização a laser, a liga Ti-6Al-4V foi selecionada.

Os diferentes parâmetros do processo foram investigados, como velocidade de varredura, diâmetro do laser, estratégia de varredura, estruturas suporte, ângulo de inclinação do modelo e a viabilidade de construção de estruturas internas. As propriedades finais obtidas nas peças produzidas, como densidade e dureza, também foram verificadas. O processo permite a obtenção de partes com densidade próxima a 97% e dureza de 613 HV.

Os resultados provam que é possível sinterizar a laser ligas de titânio utilizando o equipamento EOSINT M250X. Explorando a análise de diferentes parâmetros de sinterização a laser, constata-se que é possível a produção de peças de alta complexidade geométrica, como partes anatômicas estruturadas internamente.

O comportamento de um implante médico foi simulado utilizando o método de elementos finitos. A espessura mínima da parede de um modelo de implante vazado foi determinada considerando as condições de carregamentos a que o modelo está submetido e as propriedades do material escolhido para a manufatura. Uma estrutura porosa com adequada rigidez e baixo peso foi calculada com sucesso utilizando o método MPTO.

Este estudo mostrou também que a integração entre análise de elementos finitos e controle de qualidade proporcionaram alto padrão de qualidade ao componente utilizando métodos relativamente simples. Iniciando com uma rápida transmissão de dados de tomografia computadorizada, próteses personalizadas puderam ser projetadas e manufaturadas.

Atualmente, existe um vasto campo aberto para produtos fabricados de acordo com a necessidade do usuário. Igualmente, esta necessidade também ocorre na área médica. Entretanto, mostra-se eminente a necessidade de capacitar recursos humanos nas tecnologias envolvidas, integrando um grupo interdisciplinar de profissionais da saúde, *designers*, técnicos e especialistas em computação e engenheiros mecânicos e de materiais.

4.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

Algumas perspectivas para a continuação deste estudo podem ser delineadas:

- Estudo de novos casos para confronto de métodos e técnicas de fabricação;
- Estudo dos conceitos, requisitos e limitações na produção de estruturas através de sinterização a laser e sinterização por plasma. Limitações como dimensões mínimas, estruturas suporte, materiais adequados e técnicas para remoção do pó não sinterizado que pode ter ficado dentro do componente;
- Estudo dos *softwares* disponíveis para aplicações na área médica e *design*, suas aplicabilidades e limitações;
- Estudo das possibilidades e requisitos do *design* e produção de partes estruturadas internamente, incluindo a análise das estruturas existentes, como estruturas em rede, modulares e estruturas mais exóticas, como as geradas pelo método MPTO;
- Pesquisa e desenvolvimento de novos materiais e parâmetros adequados para processos de prototipagem rápida;
- Utilização de scanner 3D a laser portátil para a obtenção de formas anatômicas humanas em formato digital. Aplicação da técnica para recuperação total ou parcial de alguns pacientes via adequação postural.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] BONSIEPE, G. Design: do Material ao Digital. FIESC/IEL. Florianópolis, 1997
- [2] INTERNATIONAL COUNCIL DESIGN OF SOCIETIES OF INDUSTRIAL DESIGN - ICSID. Disponível em: <<http://www.icsid.org>> acessado em julho de 2006.
- [3] PROGRAMA BRASILEIRO DE DESIGN - PBD, Ministério do Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior - MDIC. Disponível em: <<http://www.designbrasil.org.br/portal/acoes/pbd.jhtml>> acessado em julho de 2006.
- [4] REDE GAÚCHA DE DESIGN - RGD. Disponível em: <www.rgd.org.br> acessado em julho de 2006.
- [5] HENCH, L.L. Biomateriais: uma introdução. In: ORÉFICE, R.A.; PEREIRA, M.M.; MANSUR, H.S. Biomateriais: fundamentos e aplicações. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006.
- [6] PEREIRA, M.M.; BUONO, V.T.L.; ZAVAGLIA, C.A.C. Materiais metálicos: ciência e aplicação como biomateriais. In: ORÉFICE, R.A.; PEREIRA, M.M.; MANSUR, H.S. Biomateriais: fundamentos e aplicações. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006, cap. 2, p. 39-58.
- [7] RATNER, B.D., et al. Biomaterials Science. Elsevier Academic Press. 2004. Disponível em: <<http://en.wikipedia.org/wiki/Biomaterial>>, acessado em dezembro de 2007.
- [8] WILLIAMS, D.F. Definitions in biomaterials, Progress in Biomedical Engineering, v.4, 1987.
- [9] MIRTCHI, A.; LEMAITRE, J.; TERAQ, N. Calcium phosphate cements: study of the tricalcium phosphate-monocalcium phosphate system. Biomaterials, v. 10, p. 475-480, 1989.
- [10] SANTOS, L.A. Desenvolvimento de fosfato de cálcio reforçado por fibras para uso na área médico-odontológica. Tese de Doutorado. Campinas: Comissão de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2002.
- [11] FAZZINI Orthopaedic Implants. Disponível em: <www.fazzini.it/ortho/orthopedic-implants> acessado em fevereiro de 2008.
- [12] PROMM Indústria de Materiais Cirúrgicos. Disponível em : <www.promm.com.br> acessado em março de 2008.
- [13] ENTERPRISES Comércio e Representação de Produtos Hospitalares. Disponível em: <www.entercorp.com.br> acessado em fevereiro de 2008.

- [14] ORÉFICE, R.L. Materiais poliméricos: ciência e aplicação como biomateriais. In: ORÉFICE, R.A.; PEREIRA, M.M.; MANSUR, H.S. Biomateriais: fundamentos e aplicações. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006, cap. 4, p. 157-174.
- [15] BASE HOSPITALAR Material Cirúrgico e Hospitalar. Disponível em <www.basehospitalar.com.br/produtos> acessado em fevereiro de 2008.
- [16] PEREIRA, M.M.; VASCONCELOS, W.L.; ZAVAGLIA, C.A.C. Materiais cerâmicos: ciência e aplicação como biomateriais. In: ORÉFICE, R.A.; PEREIRA, M.M.; MANSUR, H.S. Biomateriais: fundamentos e aplicações. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006, cap. 3, p. 59-82.
- [17] ORÉFICE, R.L.; PEREIRA, M.M.; MANSUR, H.S. Biomateriais: fundamentos e aplicações. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006.
- [18] BURBLIES, A.; BUSSE, M. Computer Based Porosity Design by Multi Phase Topology Optimization. Multiscale & Functionality Graded Materials Conference, 2006.
- [19] MOORE, K.L.; DALLEY, A.F. Anatomia orientada para a clínica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 4. ed, 2001.
- [20] STOODLEY, M.A.; ABBOTT, J.R.; SIMPSON, D.A. Titanium cranioplasty using 3-D computer modeling of skull defects. Journal of Clinical Neuroscience, v.3, n.2, p. 149-155, 1996.
- [21] D'URSO, P.S.; EARWAKER, W.J.; BERKER, T.M.; REDMOND, M.J.; THOMPSON, R.G.; EFFENEY, D.J.; TOMLINSON, F.H. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. British Journal of Plastic Surgery, v. 53, p. 200-204, 2000.
- [22] LEITE, C.C.; AMARO, E.; OTADUY, M.G. Física Básica da Tomografia Computadorizada. Disponível em <www.hcnet.usp.br>. Acesso em 10 de dezembro de 2007.
- [23] UNIFESP. Disponível em: <www.unifesp.br/comunicacao> acessado em fevereiro de 2008.
- [24] CALLICOTT, N. Computer-aided manufacture in architecture. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2001. cap. 1, p. 3-9.
- [25] ZERBONE, E. Tecnologias Informáticas na Implementação do CIM. In: COSTA, L.S.S., CAULLIRAUX, H.M. Manufatura Integrada por Computador – Sistemas Integrados de Produção: Estratégia, Organização, Tecnologia e Recursos Humanos, Capítulo 4, Rio de Janeiro, Editora Campus Ltda, 1995.
- [26] MOREIRA, M. E. Simulações de metal e plástico aumentam produtividade. Revista CADesign, Ano 9, n. 97, pp.10-16, agosto de 2003.

- [27] SILVA, F.P. O uso da digitalização tridimensional a laser no desenvolvimento e caracterização de texturas aplicadas ao design de produto. Dissertação de mestrado. Porto Alegre: Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de materiais, UFRGS, 2006.
- [28] KINDLEIN, Wilson Jr. et al. Portal LdSM - Laboratório de Design e Seleção de Materiais. Disponível em <<http://www.ufrgs.br/ndsm>> acessado em junho de 2006.
- [29] CIMJECT – Laboratório de Projeto e Fabricação de Componentes de Plástico Injetados. Disponível em: <www.cimject.ufsc.br> acessado em setembro de 2005.
- [30] CARVALHO, J.; VOLPATO, N. Prototipagem rápida como processo de fabricação, in: VOLPATO, N. Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações. São Paulo: Edgar Blücher, 2007, cap. 1, p. 1-15.
- [31] ARTIS – Prototipagem. Disponível em: <www.artis.com.br> acessado em fevereiro de 2008.
- [32] KAY, C.C.; FAY, L.K. Rapid prototyping and manufacturing: the essential link between design and manufacturing. In: USHER, J.M. Integrated product and process development – methods, tools and technologies, John Wiley&Sons, Inc., USA, 1998.
- [33] SCHULZ, H. High Speed Machine. Seminário de Usinagem com Altíssima Velocidade de Corte: Fresamento, Torneamento, Furação. Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Julho de 1997.
- [34] LdSM - Laboratório de Design e Seleção de Materiais. Disponível em: <www.ndsm.ufrgs.br> acessado em outubro de 2007.
- [35] PETZOLD, R.; ZEILHOFER, H.F.; KALENDER, W.A. Rapid prototyping technology in medicine - basis and applications. Computerized Medical Imaging and Graphics, p.277-284, 1999.
- [36] LOHFELD, S.; MCHUGH, P.; SERBAN, D.; BOYLE, D.; O'DONNELL, G.; PECKITT, N. Engineering Assisted Surgery: a route for digital design and manufacturing of customised maxillofacial implants. Journal of Materials Processing Technology, 183, p.333–338, 2007.
- [37] POHL, H.; PETZOLDT, F.; TERADA, M.; KAKIUCHI, E.; KANAZAWA, I. Direct metal laser sintering of titanium alloy. Powder Metallurgy World Congress & Exhibition, Viena, p. 141-146, 2004.
- [38] YADROITSEV, I; BERTRAND, P.H.; SMUROV, I. Parametric analysis of the selective laser melting process. Applied Surface Science, 2007.
- [39] CHOI, S.H.; SAMAVEDAN, S. Modelling and optimization of rapid prototyping. Computers in Industry, v. 47, I. 1pp. 39-53, 2002.

- [40] SILVA, J.V.L. Planejamento de processo para prototipagem rápida. In: VOLPATO, N. Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações. São Paulo: Edgar Blücher, 2007, cap. 4, p. 101-138.
- [41] JAMES, W.J.; SLABBEKOORN, M.A.; EDGIN W.A.; HARDIN, C.K. Correction of congenital malar hypoplasia using stereolithography for presurgical planning. *J Oral Maxillofac Surg*, v.56, p. 512-517, 1998.
- [42] HOLLE, J.; VINZENZ, K.; WÜRINGER, E.; KULENKAMPK, K.J.; SAIDI, M. The prefabricated combined scapula flap for bony and soft tissue reconstruction in maxillofacial defects – a new method. *Plast Reconstr Surg*, v. 98, p. 542-552, 1996.
- [43] ERICKSON, D. MS MacKnown Dental Laboratory. Lackland Air Force Base, San Antonio, Texas, Personal Communication, 1997.
- [44] BILL, J.S.; REUTHER, J.F.; DITTMANN, W.; N. KUBLER, N.; MEIER, J.L.; PISTNER, H.; WITTENBERG, G. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 24, p.98–103, 1995.
- [45] SAILER, H.F.; HAERS, C.P.; ZOLLIKOFER, P.E.; et al. The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections. *Int J Oral Maxillofac* 27: 334, 1998.
- [46] HEISSLER, E.; FISCHER, F.S.; BOLOURI, S.; LEHMENN, T.; MATHAR, W.; GEBHARDT, A.; LANKSCH, W.; BIER, J. Custom-made titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, v. 27, p. 334-338, 1998.
- [47] D'URSO, P.S.; ATKINSIN, R.L.; WEIDMANN, M.J.; REDMOND, M.J.; HALL, B.I.; EARWAKER, W.J.S., THOMPSON, R.G.; EFFENEY, D.J. Biomodelling of skull base tumors. *Journal of Clinical Neuroscience*, 6(1), p.31-35, 1998.
- [48] MCP - Hek Tooling GmbH. Disponível em: <www.mcp-group.de> acessado em fevereiro de 2008.
- [49] CENPRA – Centro de Pesquisas Renato Archer. Disponível em: <www.cenpra.gov.br> acessado em fevereiro de 2008.
- [50] D'URSO, P.S.; REDMOND, M.J. A method for the resection of cranial tumours and skull reconstruction, *Br. J. Neurosurg.* 14, p.555–559, 2000.
- [51] CHELULE, K.L.; COOLE, T.J.; CHESHIRE, D.G. Fabrication of medical models from scan data via rapid prototyping techniques, in: Proceedings of the TCT (Time-Compression Technologies) Conference & Exhibition 2000, Cardiff, UK, 2000, p. 45–50.
- [52] WERNER, A.; LECHNIAK, Z.; SKALSKI, K.; KEDZIOR, K. Design and manufacturing of anatomical hip endoprostheses using CAD/CAM systems. *Journal of Materials Processing Technology* v. 107, p. 181-186, 2000.

- [53] GÖTZE, C.; VIETH, V.; MEIER, N.; BÖTTNER, F.; STEINBECK, J.; HACKENBERG, L. CT-based accuracy of implanting custom-made endoprostheses. *Clinical Biomechanics*, v. 20, p. 856-862, 2005.
- [54] HAGIWARA, Y.; NAKAJIMA, K.; TSUGE, T.; MCGLUMPHY, A. The use of customized implant frameworks with gingiva-colored composite resin to restore deficient gingival architecture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v.97, n.2, p. 112-117, 2006.
- [55] CYSTER, L.A.; et al., The influence of dispersant concentration on the pore morphology of hydroxyapatite ceramics for bone tissue engineering, *Biomaterials* 26 (7) p.697–702, 2005.
- [56] ROHNER, D.; et al., Individuell mit CAD-CAM-Technik hergestellte, bioresorbierbare dreidimensionale Polycaprolaktongerüste zur experimentellen Rekonstruktion von kraniofazialen Defekten im Schwein, *Mund-Kiefer- Gesichtschir.* 6, p. 98–103, 2002.
- [57] POPOVIC, A.; ENGELARDT, M.; WU, T.; PORTHEINE, F.; SCHMIEDER, K.; RADERMACHER, K. CRANIO – computer-assisted planning for navigated and robot-assisted surgery on the skull. *International Congress Series* 1256, p. 1269-1275, 2003.
- [58] WEHMÖLLER, M.; WARNKE, P.H.; ZILIAN, C. EUFINGER, H. Implant design and production – a new approach by selective laser melting. *International Congress Series*, 1281, p. 690-695, 2005.
- [59] WONG, T.Y.; FANG, J.J.; CHUNG, C.H.; HUANG, J.S.; LEE, J.W. Comparison of 2 methods of making surgical models for correction of facial asymmetry. *Journal of Oral maxillofacial Surgery* 63, p.200-208, 2005.
- [60] General Pattern. Additive methods compared to machining or subtractive methods. Disponível em: <www.generalpattern.com> acessado em setembro de 2007.
- [61] EUFINGER, H.; WEHMÖLLER, M.; MACHTENS, E. Individual prostheses and resection templates for mandibular resection and reconstruction. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. V. 35, p. 413-418, 1997.
- [62] Timmis DP, Aragon SB, Van Sickels JE, Aufdenmorte TB. Comparative study of alloplastic material for temporomandibular joint disc replacement in rabbits. *J Oral Maxillofac Surg* 1986, 44:451-54.
- [63] Wagner JD, Mosby EL. Assessment of Proplast-Teflon disc replacements. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48:1140-4.
- [64] Wolford LM, He W CH, Nikaein A, Newman JT, Namey TC. The temporomandibular joint alloplastic implant problem. In: *Progress in pain research and management*. Vol. 4. Sessle B J, Bryant PS, Dionne RA, Seattle: IASP Press, p. 443-447, 1995.

- [65] GISPERT, M.P.; SERRO, A.P.; COLAC, R.; SARAMAGO, B. Friction and wear mechanisms in hip prosthesis: Comparison of joint Materials behaviour in several lubricants. *Wear*, v. 260, p. 149-158, 2006.
- [66] WOLFORD, L.M. Temporomandibular joint devices: treatment factors and outcomes. *Oral Surg Oral Méd Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 83, p. 143-149, 1997.
- [67] ADEYEKE, E.O. Ameloblastoma of the jaws: a survey of 109 Nigerian patients. *J Oral Surg*, 38, p. 36-41, 1980.
- [68] LUCAS, R.B. Pathology of tumors of the oral tissues. 4th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, p. 31-51, 1984.
- [69] ADEYEKE, E.O.; LAVERY, K.M. Recurrent ameloblastoma of the maxillofacial region. Clinical features and treatment. *J Maxillofac Surg*, 14, p. 153-7, 1986.
- [70] SOM, P.M.; BERGERON, R.T. Head and neck imaging. 3rd ed. St. Louis, MO: Mosby Year Book, 1991// SCHOLL, R.J.; KELLETT, H.M.; NEUMANN, D.B.; LURIE, AGG. Cysts and cystic lesions of the mandible: clinical and radiologic-histopathologic review. *RadioGraphics*, 19, p. 1107-24, 1999.
- [71] PINSOLLE, J.; MICHELET, V.; COUSTAL, B.; SIBERCHICOT, F.; MICHELET, F.X. Treatment of ameloblastoma of the jaws. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. v.121,p. 994-996, 1995.
- [72] Erli Máquinas. Disponível em: <www.erli.com.br/produtos> acessado em fevereiro de 2008.
- [73] REINA, J.M.; GARCIA-AZNAR, J.M.; DOMONGEZ, J.; DOBLARÉ, M. Numerical estimation of bone density and elastic constant distribution in a human mandible. *Journal of Biomechanics*, 2006
- [74] PREIN, J. Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton. Springer, Berlin Heidelberg New York, 1998.
- [75] GASSER, B. Design and engineering criteria for titanium devices. In: BRUNETTE, D.M.; TENGVALL, P.; TEXTOR, M.; THOMSEN, P. *Titanium in Medicine*, Springer, 2001.
- [76] GENG, J.P.; TAN, K.B.C.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85: 585-598, 2001
- [77] VOLPATO, N. Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações. São Paulo: Edgar Blücher, 2007.
- [78] JACOBS, P.F. Stereolithography & Other RP&M Technologies: From rapid Prototyping to Rapid Tooling, Society of Manufacturing Engineers, Hardcover, January, 1996, 450pp.

- [79] TOTH, B.A.; ELLIS, D.S.; STEWART, W.B. Computer-designed prostheses for orbitocranial reconstruction. *Plastic Reconstruction Surgery*, v. 81, p. 315-325, 1988.
- [80] WEHMÖLLER, M.; WEIHEB, S.; RASCHEB, C.; SCHERERB, P.; EUFINGER, H. CAD/CAM-prefabricated titanium implants for large skull defects—clinical experience with 166 patients from 1994 to 2000. *International Congress Series* 1268 (2004) 667– 672.
- [81] TERRY WOHLERS et al., WOHLERS REPORT 2005. Rapid Prototyping, Tooling & manufacturing State of the Industry. Annual Worldwide Progress report, 2005.
- [82] PECKITT, N.S. Stereoscopic lithography: customized titanium implants in orofacial reconstruction. A new surgical technique without flap cover, *Brit. J. Oral Maxillofac. Surg.* 37, p.53–369, 1999.
- [83] BATAINEH, A.B. Effect of preservation of the inferior and posterior borders on recurrence of ameloblastomas of the mandible. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, v. 90, n. 2, p. 155-163, 2000.
- [84] WU, M.; TINSCHERT, J.; AUGTHUN, M.; WAGNER, I.; SCHÄDLICH-STUBENRAUCH, J.; SAH, P.R.; SPIEKERMANN, H. Application of laser measuring, numerical simulatins and rapid prototyping to titanium dental castings. *Dental materials*, 17, p. 102-108, 2001.
- [85] VAIL, N.K.; SWAIN, L.D.; FOX, W.C.; AUFDLEMORTE, T.B.; LEE, G.; BARLOW, J.W. Materials for medical applications, *Materials and Design*, v. 20, p. 123-132, 1999.
- [86] SAAD, M.; MAER, M.L. Shared understanding in computer-supported design. *Computer Aided Design*, vol. 28 n.3 pp 183-192, 1996.
- [87] DAI, K.R.; YAN, M.N.; ZHU, Z.A.; SUN, Y.H. Computer-aided custom-made hemipelvic prosthesis used in extensive pelvic lesions. *The Journal of Artroplasty*, v.22, n. 7, p.981-986, 2007.
- [88] EUFINGER, H.; WEHMÖLLER, M.; SCHOLZ, M.; MACHTENS, E. Cranioplasties with individual CAD/CAM-prefabricated titanium implants – review of the first 20 patients reconstructed with this new computer aided technique. In: LEMKE, H.U.; WANIER, M.W.; INAMURA, K. *Computer assisted radiology and surgery*. Amsterdam: Elsevier, 1997.
- [89] RYAN, G.; PANDIT, A.; APATSIDIS, D.P. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*, v. 27, p. 2651-2670, 2006.
- [90] MEINERS, W.; WISSENBACH, K.; PROPRAWA, R. Direct selective laser sintering of steel powder, in: *proceedings of LANE 97*, p. 615-622, 1997.
- [91] MORGAN, R.H., et al.. High density net shape components by direct laser remelting of single-phase powders, *J. Mater.* 37 (15) p. 3093–3100, 2002.

- [92] ZIEBOWICZ, A.; MARCINIAK, J. The use of miniplates in mandibular fractures – biomechanical analysis. *Journal of Materials Processing Technology* 175, p. 452-456, 2006.
- [93] KERNAN, B.T.; WIMSATT, J.A. Use of a stereolithography model for accurate, preoperative adaptation of a reconstruction plate. *J Oral Maxillofac Surg*, p. 58:349, 2000.
- [94] EPPLEY, B.L. Craniofacial reconstruction with computer-generated HTR patient-matched implants: use in primary bone tumor excision. *J Craniofac Surg* 13:650, 2002.
- [95] TADA, H.; HAKOTO, M.; TANAKA, A., et al. Preshaped hydroxyapatite tricalcium-phosphate implant using three-dimensional computer tomography in the reconstruction of bone deformities of craniomaxillofacial region. *J Craniofac Surg* 13:287, 2002.
- [96] KERMER, C.; LIENDER, A.; FRIEDE, I.; et al: Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery. *J Craniofac Surg* 26: 136, 1998.
- [97] HOLK, D.E.E.; BOYD, E.M. Benefits of stereolithography in orbital reconstruction. *Ophthalmology* 106:1214, 1999.
- [98] SANGHERA, B.; NAIQUE, S.; PAPAHRILAOU, Y.; AMIS, A. Preliminary study of rapid prototype medical models, *Rapid Prot. J.* v.7 p. 275–284, 2001.
- [99] AUNG, S.C.; TAN, B.K.; FOO, C.L.; LEE, S.T. Selective laser sintering: application of a rapid prototyping method in craniomaxillofacial reconstructive surgery, *Ann. Acad. Med. Singapore* v.28, p. 739–743, 1999.
- [100] FALLAHI, B.; FOROUTAN, M.; MOTAVALLI, S.; DUJOVNY, M.; LIMAYE, S. Computer aided manufacturing of implants for the repair of large cranial defects: an improvement of the stereolithography technique, *Neurol. Res.* v.21, p. 281–286, 1999.
- [101] CHOW L. C.; HIRAYAMA S.; TAKAGI S.; PARRY, E. Diametral tensile strength and compressive strength of a calcium phosphate cement: effect of applied pressure. *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 53, p. 511-517, 2000.
- [102] ISHIKAWA, K.; TAKAGI, S.; CHOW, L. C.; SUZUKI, K. Reaction of calcium phosphate cements with different amounts of tetracalcium phosphate and dicalcium phosphate anhydrous. *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 46, p. 504-510, 1999.
- [103] HENCH, L. L.; WILSON, J. Introduction to bioceramics. Singapore: Word Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., p. 1-15, 1993.

- [104] KERNER, C.; LINDNER, A.; FRIEDE, I.; WAGNER, A.; MILLESI, W. Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery, *J. Craniomaxillofac. Surg.* 26 (1998) 136–139.
- [105] Phidias Project Summary Report Materialise NV, Siemens Medical, Katholieke Universiteit Leuven and Zeneca Specialties (1996).
- [106] GIROD, S.; TESCHNER, M.; SCHRELL, U.; KEVEKORDES, B.; GOROD, B. Computer aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach, *J. Craniomaxillofac. Surg.* v. 29, p.156–158, 2001.
- [107] JANS, G.; VANDER SLOTEN, R.; GOBIN, G.; VAN DER PERRE, R.; VAN AUDERKERCKE, R.; MOMMAERTS, M. Computer-aided craniofacial surgical planning implemented in CAD software, *Comput. Aided Surg.* v. 4, p.117–128, 1999.
- [108] MORRIS, C.L.; BARBER, R.F.; DAY, R. Orofacial prosthesis design and fabrication using stereolithography, *Aust. Dent. J.* v. 45, p. 250–253, 2000.
- [109] MEINERS, W. Direktes Selektives Laser Sintern einkomponentiger metallischer Werkstoffe. Dissertação, Aachen (1999).
- [110] EOS GmbH _ Electro Optical Systems. Working Principle of Laser-Sintering. Disponível em <<http://www.eos-gmbh.de>> acessado em 20 de setembro de 2005.
- [111] BURNS, M. The STL Format: standart data format for fabers. Disponível em: <<http://www.ennex.com/fabbers/StL.asp>> acessado em setembro de 2007.