Campus de São Carlos

**MODELAMENTO MÉDICO: UMA INTEGRAÇÃO
ENTRE CAD, CAE, ENGENHARIA REVERSA E
PROTOTIPAGEM RÁPIDA**

MARCO ANTONIO OLIVEIRA COELHO

Orientador: Prof. Dr. Jonas de Carvalho

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**MODELAMENTO MÉDICO: UMA INTEGRAÇÃO ENTRE CAD, CAE,
ENGENHARIA REVERSA E PROTOTIPAGEM RÁPIDA.**

Marco Antonio Oliveira Coelho

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Jonas de Carvalho

São Carlos
2003

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP
EXEMPLAR REVISADO
Data de entrada no Serviço: 01.10.2003
Ass.: *[Signature]*

DEDALUS - Acervo - EESC

31100043578

Class. TESE-EESC
Cott. 1537
Tombo 1209/03
Sysno 1327103

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

C672m

Coelho, Marco Antonio Oliveira

Modelamento médico : integração entre CAD, CAE, engenharia reversa e prototipagem rápida / Marco Antonio Oliveira Coelho. -- São Carlos, 2003.

Dissertação(Mestrado) -- Escola de Engenharia de São Carlos-Universidade de São Paulo, 2003.

Área: Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Jonas de Carvalho.

1. Modelamento médico. 2. Prototipagem rápida. 3. Engenharia reversa. 4. Próteses personalizadas. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **MARCO ANTONIO OLIVEIRA COELHO**

Dissertação defendida e julgada em 29-04-2003 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Assoc. **JONAS DE CARVALHO (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado

Prof. Dr. **GLAUCO AUGUSTO DE PAULA CAURIN**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado

Prof. Dr. **ORIVALDO LOPES DA SILVA**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado

Prof. Associado **ARTHUR JOSÉ VIEIRA PORTO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica

Profa. Assoc. **MARIA DO CARMO CALIJURI**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

AGRADECIMENTOS

A todos aqueles que de alguma maneira foram importantes e contribuíram para a realização deste trabalho:

A Área de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia de São Carlos e todos seus servidores;

Meu orientador:

Prof. Dr. Jonas de Carvalho;

O Laboratório de Tribologia e Compósitos, e os colegas:

Prof. Dr. Benedito de Moraes Purquério;

Neilor, Volnei, Amauri, Ikegami, Geraldo, Alexandre, Cláudio, Rodrigo, Gilberto, Romeu e Cacilda;

A Fundação Parque de Alta Tecnologia de São Carlos – ParqTec, e o engenheiro:

Rodrigo Machado de Godoy;

O CEFET-PR, unidade de Cornélio Procopio, em especial os colegas:

Montes, Razuk e Genésio;

Dr. Edelto Santos e equipe cirúrgica do Hospital Santa Tereza – Petrópolis

Os Cirurgiões Dentistas:

Dra. Marta Akemi Kato e Dr.Décio Hissanaga;

Os colegas das Repúblicas:

Haroldo, Rubens, Bob's, Kazuya, Rogério, Anderson, Márcio e Osvaldo;

E a toda minha família.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Considerações Iniciais	1
1.2	Objetivos	2
1.3	Conteúdo do Trabalho.....	3
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
2.1	Introdução	4
2.2	Considerações sobre Prototipagem Rápida (PR)	5
2.3	Principais Técnicas de Prototipagem Rápida.....	9
2.4	Principais categorias de Modelos Médicos	17
2.5	Principais utilizações dos Modelos Médicos	20
2.5.1	Usos em planejamento e simulação cirúrgica.....	23
2.5.2	Usos na comunicação entre o paciente e o cirurgião.....	25
2.5.3	Usos na pré-preparação de implantes e customização.	25
2.5.4	Usos em registro histórico de caso	26
2.5.5	Aplicações em Cirurgias Plásticas e Craniofaciais.....	26
2.5.6	Usos na Cirurgia Ortopédica.....	29
2.5.7	Usos em Cirurgias Orais e Maxilofaciais.....	29
2.5.8	Usos em Neurocirurgias.....	31
2.5.9	Usos em Cardiologia.....	33
2.6	Modelos Médicos gerados a partir de imagens obtidas por Ultrassonografia.....	33
3	ESTUDO DA PRECISÃO DIMENSIONAL DE MODELOS MÉDICOS CONSTRUÍDOS ATRAVÉS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA.....	36
3.1	Estudo de Caso.....	37
3.2	Modelos geométricos antropomórficos.....	41
4	INTEGRAÇÃO DAS TECNOLOGIAS CAD/CAE E PROTOTIPAGEM RÁPIDA - ESTUDO DE CASO	51
4.1	O Método dos Elementos Finitos	51
4.1.1	Pré-Processamento	52
4.1.2	Solução (<i>solver</i>)	52

4.1.3	Pós-Processamento.....	53
4.2	Aplicação no modelo da mandíbula	53
4.3	Estudo de caso – cirurgia de reconstituição craniana	56
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	61
5.1	Considerações finais.....	61
5.2	Sugestões para trabalhos futuros.....	62
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	63

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Etapas envolvidas na geração do arquivo STL para modelos médicos.	7
Figura 2 - Fluxo de dados entre o modelador CAD e a PR	9
Figura 3 – a) máquina de estereolitografia. b) processo de criação por camadas	10
Figura 4 - Modelo Médico translúcido gerado por estereolitografia.....	11
Figura 5 – Modelo translúcido destacando região de interesse.....	12
Figura 6 - Impressora 3D (www.medicalmodeling.com)	13
Figura 7- Princípio de funcionamento da impressão 3D . (XUE YAN E P GU, 1996)	14
Figura 8 - Princípio de funcionamento da tecnologia LOM (XUE YAN E P GU, 1996)	15
Figura 9 - Princípio de funcionamento da SLS	16
Figura 10 – Máquina FDM (Stratasys Inc.).....	17
Figura 11 – Modelo de visualização rápida (www.medicalmodeling.com).....	18
Figura 12 – Modelo de visualização clara (www.medicalmodeling.com).....	19
Figura 13 – Modelo de visualização precisa (www.medicalmodeling.com)	20
Figura 14 – Aplicações de modelos na área médica (CLAIR, 1996).	21
Figura 15 - Mandíbula original.	38
Figura 16 - Modelo prototipado.....	39
Figura 17 - Medições na mandíbula.	41
Figura 18 - Mandíbula Padrão.	44
Figura 19 - Mandíbula Padrão – medidas utilizadas.....	45
Figura 20 – Máquina de medir 3 coordenadas utilizada no trabalho.	47
Figura 21 - Estudo da circularidade do queixo do modelo padrão.....	48
Figura 22 - Raio do côndilo do modelo padrão estudado.	49
Figura 23 - Estudo da circularidade do côndilo direito do modelo padrão.....	49
Figura 24 - Estudo da circularidade do côndilo esquerdo do modelo padrão.....	49
Figura 25 – Modelo por Elementos Finitos da mandíbula padrão.	54
Figura 26 – Vinculações e carregamentos aplicados.	55

Figura 27 – Níveis de tensões obtidos.	55
Figura 28 - Imagens do paciente pré-cirurgia.	56
Figura 29 – Imagens tomográficas reconstituídas em 3D.	57
Figura 30 – Modelos médicos gerados na máquina FDM – 8000.	58
Figura 31 – Utilização do modelo médico durante o ato cirúrgico.	59
Figura 32 – Colocação da prótese personalizada.	60
Figura 33 – Paciente pós-cirurgia.	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação entre as medidas do osso original e seu protótipo.....	40
Tabela 2 - Principais fontes de erros em modelos médicos.	43
Tabela 3 - Comparação entre as medidas da mandíbula padrão em CAD e seu protótipo.	46
Tabela 4 - Precisão de circularidade do modelo padrão prototipado.....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD = *Computer Aided Design*.
CAE = *Computer Aided Engineering*.
CAM = *Computer Aided Manufacturing*.
CT = *Computer Tomography*.
CTA = *Computer Tomograph Angiography*.
FDM = *Fused Deposition Modeling*.
IGES = *Initial Graphics Exchange Specification*.
LOM = *Laminated Object Manufacturing*.
MRA = *Magnetic Ressonance Angiography*.
MR ou MRI = *Magnetic Ressonance Image*.
MM3C = Máquina de Medir 3 Coordenadas.
PR = *Prototipagem Rápida*
RE = *Reverse Engineering*.
RP = *Rapid Prototyping*.
SFF = *Solid Freeform Fabrication*.
SLA = *Stereolithography*.
SLS = *Selective Laser Sintering*.
STL = *Standard Transform Language*.
US = *Ultra-som*.
2D = 2 Dimensões.
3D = 3 Dimensões.

RESUMO

COELHO, M. A. O. (2002). *Modelamento médico: uma integração entre CAD, CAE, engenharia reversa e prototipagem rápida*. São Carlos, 2002. 67p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Modelamento Médico é uma técnica utilizada por cirurgiões no auxílio da diagnose, comunicação com o paciente, estudos pré-operatórios, definição e simulação de procedimentos cirúrgicos, visando diminuir o tempo cirúrgico e de convalescença do paciente. Em aplicações mais recentes, esta técnica tem sido utilizada no desenvolvimento de próteses personalizadas, possibilitando que reconstituições de grande complexidade sejam feitas de maneira rápida e segura. Resumidamente, a técnica consiste em produzir um protótipo em terceira dimensão do tecido ou deformidade em estudo. Utiliza-se hoje de modernas tecnologias como Tomografia Computadorizada e Prototipagem Rápida entre outras, representando um exemplo significativo de integração entre diferentes áreas do conhecimento. Este trabalho apresenta e discute o modelamento médico no que se refere às suas aplicações, enfocando a integração entre as tecnologias de Prototipagem Rápida, Engenharia Reversa (RE) e Projeto e Engenharia Assistidos por Computador (CAD/CAE). É feita uma descrição dos procedimentos de geração dos modelos médicos usando técnicas de Prototipagem Rápida a partir de dados obtidos de tomografia computadorizada, e um estudo de sua precisão dimensional e geométrica. São explorados os recursos possibilitados pela integração com sistemas CAD/CAE, e apresentadas aplicações reais das técnicas na área de cirurgias craniofaciais, evidenciando as vantagens de sua utilização e validando os procedimentos propostos.

Palavras-chave: engenharia reversa; modelamento médico; próteses personalizadas; prototipagem rápida.

ABSTRACT

COELHO, M. A. O. (2002). *Medical modeling: an integration among CAD, CAE, reverse engineering and rapid prototyping*. São Carlos, 2002. 67p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Medical Modeling is a technique used by surgeons in the diagnosis, communication with the patient, preoperative studies, definition and simulation of surgical procedures. It helps to reduce the operative and convalescence time. It consists of producing a prototype in third dimension of the tissue or deformity in study. In some more recent applications, this technique has been used to develop customized prosthesis, enabling that quite complex reconstructions can be made in a safe and fast way. Nowadays, it uses modern technologies as the Computer Tomography and Rapid Prototyping, and it represents significant example of integration among different areas of the knowledge. This work presents the Medical Modeling and discusses its applications, with emphasis in the integration of the technologies of Rapid Prototyping, Reverse Engineering (RE) and Computer Aided Design and Engineering (CAD/CAE). It is made a description of the procedures to generate the medical models using Rapid Prototyping techniques starting from computer tomography data, and a study regarding the dimensional and geometric precision of the medical models generated by Rapid Prototyping. The advantages of the integration with CAD/CAE technologies are shown and a case study is developed aiming to validate the proposed procedures.

Keywords: customized prosthesis; medical modeling; rapid prototyping; reverse engineering.

1 INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Iniciais

O notável avanço da informatização ocorrido acentuadamente nas últimas décadas, trouxe grande desenvolvimento às mais diversas áreas, entre elas a área médica. Novas possibilidades foram criadas, não somente na informatização específica de uma determinada atividade, mas também na integração entre elas.

Uma destas aplicações é o Modelamento Médico, que se beneficiou dos avanços obtidos tanto com as tecnologias de Manufatura, Projeto e Engenharia Assistidos por Computador (CAM/CAD/CAE) e Prototipagem Rápida, como de máquinas de obtenção de imagens por Ultrassom, Ressonância Magnética (MR), e Tomografia Computadorizada (CT).

A Manufatura Assistida por Computador já havia tornado possível a usinagem de modelos diretamente a partir de arquivos eletrônicos. A Engenharia Reversa (RE) proporcionou a reprodução automatizada de uma peça ou superfície cuja leitura pudesse ser gravada em meio eletrônico. O advento da Prototipagem Rápida propiciou não apenas uma drástica redução no tempo de produção de modelos, como também uma maior facilidade de reprodução, com elevada precisão, de cavidades e superfícies complexas. Estas qualidades, associadas à possibilidade de utilização de uma nova variedade de materiais tornaram possível a materialização em três dimensões (3D), de imagens gráficas obtidas por CT, MR ou Ultra-som. Estes modelos tridimensionais podem ser utilizados na preparação de complexas cirurgias de reconstrução, reduzindo o tempo cirúrgico e minimizando a ocorrência de erros, tendo sido utilizados

principalmente nas áreas de ortopedia e de reconstrução Maxilofacial e Ortognática.

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é o de apresentar as técnicas de geração e utilização de Modelos Médicos como uma importante aplicação da integração de tecnologias recentes como a Prototipagem Rápida – PR (RP=*Rapid Prototyping*), Engenharia Reversa (RE=*Reverse Engineering*), Projeto Assistido por Computador (CAD=*Computer Aided Design*), e Engenharia Assistida por Computador (CAE=*Computer Aided Engineering*). Para que este propósito seja cumprido com eficiência são propostos os seguintes objetivos específicos:

- Apresentar uma revisão de literatura sobre a geração de modelos físicos através de Prototipagem Rápida, e a aplicação destes modelos na área médica;
- Descrever os procedimentos de obtenção de dados e tratamento de imagens a serem utilizadas em modelos médicos;
- Descrever os procedimentos de confecção de modelos médicos gerados por Prototipagem Rápida a partir de imagens tomográficas;
- Investigar a precisão geométrica e dimensional dos modelos físicos gerados por Prototipagem Rápida;
- Utilizar os recursos dos sistemas CAD e CAE na geração de próteses personalizadas;
- Validar as técnicas de modelamento médico apresentadas em casos reais.

1.3 Conteúdo do Trabalho

Este trabalho está organizado em uma parte introdutória composta pelos capítulos 1 e 2, onde é feita uma recapitulação da geração de modelos médicos através das técnicas de Prototipagem Rápida, e de uma parte descritiva composta pelos demais capítulos.

No capítulo 1 é feita uma breve introdução sobre modelamento médico, e apresentados os objetivos deste trabalho bem como a estrutura do mesmo.

No capítulo 2 é feita a revisão de literatura sobre o assunto, descrevendo as técnicas utilizadas, principais aplicações, e progressos desta tecnologia.

No capítulo 3 é feita uma investigação da precisão geométrica e dimensional dos modelos médicos feitos em uma máquina de tecnologia FDM (*Fused Deposition Modeling*) utilizando dois estudos de caso: no primeiro é prototipada a uma mandíbula real, onde pode-se comparar a mandíbula prototipada diretamente com a original; no segundo exemplo usa-se um modelo geométrico de uma mandíbula para contornar algumas dificuldades de medição inerentes às irregularidades dos ossos humanos.

No capítulo 4 é apresentada a aplicação das tecnologias CAD/CAE e Prototipagem Rápida em estudo de caso real, visando validar os procedimentos descritos, bem como verificar problemas e dificuldades encontradas. Na área de CAE, investiga-se a possibilidade de se utilizar modelos virtuais para análises em programas CAE de elementos finitos visando simular tensões em próteses criadas diretamente de moldes gerados por prototipagem rápida. É apresentado também um estudo de caso, onde modelos médicos foram utilizados para reconstituição craniana utilizando prótese personalizada, validando os resultados relativos a acuracidade verificados anteriormente.

No Capítulo 5 são apresentadas as conclusões, vantagens, desvantagens e indicações de uso da técnica, bem como são apresentadas algumas propostas de temas a serem desenvolvidos como continuidade deste trabalho.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Introdução

Na preparação de cirurgias complexas de reconstrução, tornou-se uma prática comum usar modelos anatômicos sólidos para planejamento cirúrgico e redução do tempo cirúrgico. A materialização 3D tornou-se possível através do uso integrado das tecnologias de CAD e Prototipagem Rápida. A tomografia computadorizada (CT), ou a imagem por ressonância magnética (MRI), e até mesmo, dados de ultrassonografia, podem agora ser processados para produzir arquivos específicos para as técnicas de prototipagem, permitindo a modelagem de replicas anatômicas da estrutura de interesse. As técnicas de Prototipagem rápida permitem tanto a modelagem do osso e de tecidos macios quanto de tumores. Todas as técnicas de prototipagem rápida podem ser usadas para a biomodelagem; a escolha da mais adequada, portanto, será em função das características próprias de cada uma e da finalidade para a qual o modelo médico será construído.

Uma definição mais atualizada de modelos médicos seria: “Modelos de várias partes do corpo, construídos diretamente a partir de dados de CT ou MRI”. (protosytech.com, 2002). Os dados da varredura que são armazenados no sistema computacional do *scanner* são diretamente utilizados para processamento através de softwares e então materializados em uma máquina de prototipagem rápida, cuja operação é totalmente controlada por computador.

Para uma melhor compreensão de como os modelos médicos são feitos, têm-se a seguir algumas considerações sobre as técnicas de prototipagem rápida mais utilizadas.

2.2 Considerações sobre Prototipagem Rápida (PR)

Prototipagem rápida - PR (*Rapid Prototyping* - RP) é o termo que foi usado para descrever a produção de modelos sólidos a partir de dados 3D de computador por um grupo de relativamente novas tecnologias que produzem objetos pela adição de camadas de material (processo de manufatura por camadas) em lugar da remoção de material por usinagem. (POPAT, 1998).

Embora o modelamento médico tenha começado usando técnicas de usinagem (VAANDRAGER et al, apud POPAT, 1998) e as técnicas de usinagem ainda sejam importantes na produção de modelos menos complexos, tais como quadris e ossos longos, o estado da arte em produção de modelos médicos é a PR.

A Prototipagem Rápida é uma tecnologia relativamente recente, que surgiu nos anos 80 com o desenvolvimento da Estereolitografia pela empresa Norte Americana 3D Systems, da Califórnia (CADESIGN, 1995).

Tais tecnologias surgiram com a finalidade de materializar em 3D, diretamente dos sistemas CAD (Projeto Assistido por Computador), modelos e protótipos com alto grau de complexidade, precisão, e uma drástica redução no tempo gasto pelos métodos tradicionais (XUE YAN E P GU, 1996).

Designada inicialmente de *Solid Freeform Fabrication* (SFF), por serem capazes de fabricar sólidos de formas quaisquer, as tecnologias de Prototipagem Rápida foram consideradas um método ideal de manufatura, no sentido de que uma peça podia ser produzida imediatamente após a sua concepção em um sistema CAD com a mesma facilidade com que um documento é impresso após a sua redação em um editor de texto (CRAWFORD E BEAMAN, 1999), sem a necessidade do desenvolvimento de ferramental ou de intervenção humana, produzindo um protótipo físico em apenas algumas horas ou mesmo minutos. Esta redução no tempo de obtenção do protótipo reduz o ciclo de desenvolvimento de produtos como um todo, e permite que um determinado produto seja projetado, desenvolvido, testado e fabricado em tempo

consideravelmente menor, representando assim uma vantagem competitiva e de custos significativa no desenvolvimento de um novo produto. Outra vantagem que cabe ser aqui destacada é a portabilidade do formato de dados utilizado nas máquinas de PR (formato STL), o que torna muito mais prática, econômica e eficaz a criação e utilização destes arquivos e intercambiabilidade entre os diferentes sistemas.

Apesar da economia obtida na produção de modelos com o advento da Prototipagem Rápida, um aparato desta tecnologia pode custar de US\$ 50 mil a US\$ 630 mil, o que representa um alto investimento, não sendo viável nos casos em que a produção de protótipos não seja em quantidade suficiente. Para estes casos pode-se optar já no Brasil pela contratação de empresas ou Centros de Pesquisa que viabilizam a prestação de serviços nesta área.

Antes de detalharmos os vários processos de PR devemos citar algumas características que são comuns a todos os principais processos de prototipagem:

Para que os modelos possam ser materializados em 3D, eles devem ser divididos em seções transversais (camadas), uma vez que todos os processos atuam por deposição seqüencial de material em camadas que, à medida que vão sendo construídas, vão sendo coladas umas sobre as outras. Isto obriga que os arquivos de sólidos sejam seccionados e escritos em um formato que possa ser interpretado pelas máquinas de PR.

Para o caso de modelos médicos, podemos dizer que os seguintes passos estão envolvidos na geração do arquivo no formato STL:

- Leitura dos dados obtidos do sistema de varredura, tipicamente uma tomografia (CT) ou ressonância magnética (MR);
- Tratamento adequado da imagem para visualização do tecido de interesse;
- Interpolação dos dados de cada camada e entre as diversas camadas;
- Geração de modelo tridimensional no sistema CAD;
- Eventuais simplificações no modelo CAD, visando facilitar a PR;
- Conversão dos dados em um formato compatível às máquinas de prototipagem rápida (STL).

Fig.1-a) Leitura dos dados

Fig.1-b) Seleção da região de interesse

Fig.1-c) Interpolação dos dados

Fig.1-d) Geração do modelo tridimensional

Fig.1-e) conversão dos dados no formato STL

Fig.1-f) Segmentação em camadas

Figura 1 – Etapas envolvidas na geração do arquivo STL para modelos médicos.

A leitura dos dados obtidos do sistema de varredura é fornecida pelo sistema de tomografia já em camadas, porém, o espaçamento entre estas camadas não vai guardar qualquer correspondência com o espaçamento entre as camadas que serão depositadas pelo sistema de prototipagem rápida.

No tratamento para visualização do contorno da região de interesse, a imagem passa por um processamento, que envolve a sua discretização em pixels, e detecção do contorno do objeto, descrito detalhadamente por HUBINGER (2002).

Na etapa da interpolação dos dados de cada camada e entre as diversas camadas, um algoritmo, geralmente baseado em curvas do tipo splines, transforma novamente em contínuo o tecido em estudo para que possam ser realizadas as etapas seguintes até a geração do modelo pelo sistema de prototipagem rápida.

Conforme já citado, os sistemas de PR se comunicam com os sistemas CAD através de arquivos no formato STL. O formato STL (*Standard Transform Language*) foi criado visando possibilitar a comunicação de dados de produtos entre sistemas CAD e sistemas de Prototipagem Rápida.

Embora traduza uma geometria aproximada, tem como principal qualidade ser um formato simples de ser lido e escrito (STROUD E XIROUCHAKIS, 2000).

Figura 2 - Fluxo de dados entre o modelador CAD e a PR
segundo STROUD E XIROUCHAKIS.

2.3 Principais Técnicas de Prototipagem Rápida

Vários processos de PR podem ser utilizados para gerar modelos médicos. A seleção de uma tecnologia em particular vai depender da aplicação médica do modelo. As principais tecnologias de PR utilizadas atualmente são:

- **Estereolitografia (Steriolithography - SLA)**

A SLA foi inventada por Charles Hull da 3D Systems Inc. Foi a primeira máquina a se tornar disponível comercialmente, e ainda hoje a tecnologia mais utilizada para geração de modelos médicos (XUE YAN E P GU, 1996).

Neste processo, conforme ilustrado na **Figura 3**, um laser de raios ultravioleta, controlado por um computador, vai percorrendo seletivamente sobre uma plataforma imersa em um recipiente com resina fotossensível, a área designada pelas seções da peça, solidificando finas camadas sobre a plataforma que vai sendo seqüencialmente baixada dentro do recipiente à medida que as camadas vão sendo construídas umas sobre as outras até formarem o sólido (CRAWFORD E BEAMAN, 1999). O laser utilizado neste processo não requer controles especiais de temperatura e de ambiente, porque dada a potência utilizada não apresenta riscos de superaquecimento (CADESIGN, 2000).

Fig. 3a

Fig. 3b

Figura 3 – a) máquina de estereolitografia. b) processo de criação por camadas
(www.medicalmodeling.com)

O processo de estereolitografia vem sendo usado conjuntamente com imagens para exames médicos a fim auxiliar os cirurgiões na visualização em anatomia (www.medicalmodeling.com, 2002). Os materiais utilizados podem ser resina fotossensível de Acrilato ou resina Epóxi (HUBINGER, 1999). Estes materiais têm a vantagem sobre outros materiais por serem translúcidos, o que possibilita que em alguns casos, o cirurgião possa visualizar as estruturas anatômicas internas.

Figura 4 - Modelo Médico translúcido gerado por estereolitografia.

(www.medicalmodeling.com)

Um desenvolvimento recente é uma resina translúcida que se torna avermelhada quando atingida por um laser de alta potência. Esta possibilidade é de bastante utilidade quando se quer destacar no modelo médico regiões de especial interesse (HUBINGER, 1999). Esta resina é de baixa toxicidade e foi disponibilizada comercialmente pela Zeneca Specialities®. Modelos colorizados seletivamente produzidos com este material podem, depois de esterilizados, estarem em contato com o paciente durante a cirurgia (POPAT, 1998). A coloração seletiva pode ser usada para destacar estruturas vitais tais como, implantes dos dentes, nervo alveolar inferior ou a massa de um tumor na base do crânio como mostrada na **Figura 5**.

Figura 5 – Modelo translúcido destacando região de interesse.

(www.medicalmodeling.com)

- **Impressoras tridimensionais (*3D Printing*)**

A impressora tridimensional foi desenvolvida pelo MIT - *Massachusetts Institute of Technology*. São fornecidas por empresas como a Stratasys e 3D Systems, Seus protótipos não apresentam a mesma precisão e acabamento dimensionais das outras tecnologias, entretanto, atendem às necessidades de um grande número de usuários que vêm na sua facilidade de uso e no menor preço, as principais vantagens da Impressão 3D.

Figura 6 - Impressora 3D (www.medicalmodeling.com).

O processo usado nesta técnica é similar ao processo da impressora de jato de tinta. Assim como no processo de estereolitografia, o modelo 3D é fatiado em camadas de seções transversais em 2D e transferido à impressora. A máquina então espalha uma camada de pó da caixa da alimentação para cobrir a superfície do pistão, o pó é nivelado com um cilindro. Então um cabeçote de impressão projeta uma solução fixadora sobre o pó livre nas trajetórias da seção da peça, e assim gradativamente até que todas as seções tenham sido geradas e conseqüentemente o modelo físico 3D da peça.

Enquanto o fixador e o pó formam a seção da peça, o pó restante permanece livre e suporta as camadas que serão impressas acima, o que dispensa o projeto de estruturas de apoio para a peça. Uma vez completa a seção transversal, o pistão é ligeiramente abaixado e uma nova camada é espalhada sobre sua superfície, e assim, o modelo é construído camada a camada até ser completado. Então o pistão é levantado e finalmente, após o pó livre ser aspirado, um revestimento final de resina dá resistência ao modelo anatômico.

Figura 7- Princípio de funcionamento da impressão 3D . (XUE YAN E P GU, 1996).

- ***Laminated Object Manufacturing (LOM)***

Desenvolvida pela norte-americana Helisys Inc, a LOM cria peças a partir da superposição de camadas de papel laminado adesivo, fundidos por um laser que corta o requerido contorno da seção, gerada através de sistemas CAD. O excesso de material de cada folha pode ser retirado imediatamente por sucção a vácuo, ou permanecer para servir de sustentação à próxima camada, o que gera alguma dificuldade à sua remoção uma vez que estes materiais geram modelos robustos e com a aparência de terem sido feitos em madeira. Esta tecnologia permite o uso de outros materiais - na verdade qualquer material que possa ser fornecido na forma de uma lâmina, como plásticos, metais, materiais compósitos, entre outros. Dependendo do material pode também haver variação no processo de união das camadas podendo se dar através de solda ou por uma cola térmica a ser ativada pelo feixe do laser.

Figura 8 - Princípio de funcionamento da tecnologia LOM (XUE YAN E P GU, 1996).

- **Selective Laser Sintering (SLS)**

Esta tecnologia foi desenvolvida por Carl Deckard e Joseph Beaman do departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Texas em Austin, e foi inicialmente comercializado pela DTM Corp. (atualmente é comercializado pela 3D Systems). Cria modelos 3D a partir de um pó sensível ao calor, que é pré-aquecido a uma temperatura ligeiramente abaixo da sua temperatura de fusão, depositado na área de trabalho em finas camadas. Este pó se funde pela ação de varredura de um laser de CO₂ controlado por computador que percorre as áreas onde a solidificação do pó é desejada. O pistão que suporta a plataforma de trabalho é então baixado para que uma nova camada de pó seja depositada e uma nova seção seja solidificada sobre a anterior. O pó não solidificado também serve de apoio às novas camadas ajudando a diminuir distorções. A SLS apresenta particular vantagem por trabalhar com uma gama relativamente ampla de materiais como policarbonato, PVC, ABS, Nylon, resina, poliéster, materiais compósitos, pós cerâmicos e metais entre outros, alguns deles necessitando de tratamentos térmicos e/ou superficiais posteriores.

Figura 9 - Princípio de funcionamento da SLS

(Xue Yan e P Gu, 1996).

- ***Fused Deposition Modeling (FDM)***

Tecnologia desenvolvida pela Stratasys Inc. Produz modelos sólidos pela deposição de material termoplástico, tipicamente ABS ou mesmo cera através de um cabeçote aquecido de extrusão, que, controlado por computador, se movimenta nas direções x-y sobre uma plataforma fixa, construindo assim camada após camada o sólido, que por ser formado livremente na atmosfera necessita da criação, em material diferenciado, de estruturas de sustentação para as partes da peça a serem construídas em balanço. A cada nova camada o computador eleva o cabeçote uma distância programada na direção z para a confecção da próxima camada que se funde à anterior devido à temperatura com que é depositada.

Figura 10 – Máquina FDM (Stratasys Inc.).

Este trabalho tem interesse particular neste processo já que se trata do processo que será utilizado para a construção dos modelos deste trabalho.

2.4 Principais categorias de Modelos Médicos

A empresa americana Medical Modeling (www.medicalmodeling.com), uma das pioneiras na construção de modelos médicos, classifica os modelos médicos em modelos de visualização rápida, modelos de visualização clara e modelos de visualização precisa, segundo suas principais características:

- **Modelos De Visualização Rápida**

Características:

- Método de produção: Impressão 3D.
- Material do modelo: Pó de amido; Cera; Uretano ou Cianoacrilato.

- Características de modelamento: Precisão de $\pm 2\text{mm.}$; Ciclo de 2-3 dias.
- Principais aplicações: Visualização em 3D; comunicação com o paciente; Simulação de osteotomia; Planejamento da cirurgia; Planejamento de resecção Arquivo histórico.
- Baixo custo, rápido retorno.

Figura 11 – Modelo de visualização rápida (www.medicalmodeling.com).

- **Modelos De Visualização Clara**

Características:

- Método de produção: SLA, SLS ou FDM
- Características de modelamento: Precisão de $\pm 1\text{mm.}$; Ciclo de 4-5 dias.
- Principais aplicações: Visualização em 3D; comunicação com o paciente; Simulação de osteotomia; Planejamento da cirurgia; Moldes de implantes personalizados; Implantes Totais; Implantes de Aumento; Implantes de reconstrução; Dental Subposterial;

Planejamento de ressecção; Referência intraoperativa; Referência histórica.

- Esterilidade: Esterilizável, fornecido não estéril; esterilização por autoclave de vapor a alta temperatura.

Figura 12 – Modelo de visualização clara (www.medicalmodeling.com).

- **Modelos De Visualização Precisa**

Características:

- Método de produção: SLA, SLS ou FDM
- Características de modelamento: Precisão de $\pm 0,1\text{mm.}$; Esterilizável; Coloração selecionável; Ciclo de 4-5 dias.
- Principais aplicações: Visualização em 3D; comunicação com o paciente; Simulação de osteotomia; Planejamento da cirurgia; Moldes de implantes personalizados; Implantes Totais; Implantes de Aumento; Implantes de reconstrução; Dental Subposterial; Planejamento de ressecção; Referência histórica.
- Esterilidade: Fornecido não estéril; esterilização não recomendável.

Figura 13 – Modelo de visualização precisa (www.medicalmodeling.com)

2.5 Principais utilizações dos Modelos Médicos

Os modelos anatômicos 3D fornecem ao cirurgião uma modalidade tátil de imagem que expandiu os usos sobre as modalidades de imagens 2D, tais como tomografias 2D e ressonâncias magnéticas 2D. Estes modelos estão sendo usados por cirurgiões de reconstrução em várias especialidades:

- Cirurgias Plásticas e Craniofaciais:
  - Reconstrução craniofacial;
  - Osteogênese de distúrbios;
  - Craniosinótese;
  - Cranioplastias personalizadas.
- Cirurgias Ortopédicas:
  - Fraturas acetabulares;

- ❑ Degeneração e fraturas do platô da tíbia;
  - ❑ Fraturas calcâneas;
  - ❑ Fraturas na coluna vertebral e doenças degenerativas.
- Cirurgias Orais e Maxilofaciais:
  - ❑ Reconstrução maxilofacial;
  - ❑ Osteogêneses de distúrbios;
  - ❑ Cranioplastias personalizadas.
- Neurocirurgias:
  - ❑ Remoção de tumores da base do osso do crânio;
  - ❑ Reconstrução cranial com cranioplastia;
  - ❑ Remodelamento da abóbada cranial e adiantamento fronto-orbital.

CLAIR (1996), Apresenta exemplos de aplicações de estereolitografia com especial destaque na área médica, como deformidades cervicais, operações maxilofaciais, implantes, próteses, simulações de cirurgias e geração de moldes para fundição.

Figura 14 – Aplicações de modelos na área médica (CLAIR, 1996).

Embora o autor não considere viável ainda, por diversos motivos, a utilização direta dos modelos como implantes, mesmo utilizando-se resinas biocompatíveis, conclui que as técnicas de manufatura por camadas dão à indústria Biomédica a oportunidade de desenvolver novos métodos e de reduzir o tempo operatório.

MCGURK et al (1997), apresentaram uma revisão das diversas técnicas de prototipagem rápida utilizadas na geração de modelos anatômicos na medicina e reporta dois casos da utilização destes modelos: uma menina de 9 anos de idade com deformidade facial progressiva causada por um retardamento do crescimento do arco maxilar esquerdo e um paciente que necessitava de uma cirurgia de reconstrução facial após um acidente de trânsito ter destruído seu maxilar. Em ambos os casos a construção do modelo anatômico da deformidade foi de fundamental importância na determinação de procedimentos cirúrgicos, permitindo uma exata dimensão da deformidade antes das intervenções, economizando tempo operatório e aumentando a exatidão na confecção dos implantes e suportes customizados.

BERRY et al (1997), descrevem a aplicação da técnica de sinterização a laser seletiva (SLS), na construção de modelos médicos relatando a utilização desta técnica para gerar em nylon, os modelos médicos de três casos de estudo: o crânio de uma criança com craniosinótese, o crânio de um adulto com hipertelorismo, e um fêmur normal para testes de bioengenharia com juntas artificiais. Apesar das dificuldades descritas pelos autores, como a excessiva interação do usuário, perda de detalhamento pelo processo de segmentação, alto custo dos modelos e problemas de comunicação entre os softwares, o uso de modelos médicos gerados por SLS tem vantagens como a não necessidade de estruturas de suporte, a longa estabilidade dimensional dos modelos produzidos, e a redução do tempo operatório. Concluem que, se tomando os cuidados necessários com o tratamento de dados entre os pacotes de softwares utilizados, a técnica apresenta-se como uma alternativa aos modelos estereolitográficos e gera modelos suficientemente precisos a aplicações na ortopedia.

ERICKSON et al (1999), realizaram uma pesquisa de opinião dos benefícios reportados do uso de modelos estereolitográficos. O objetivo do trabalho foi determinar os possíveis benefícios dos modelos 3D de estereolitografia (SLA) em epóxi produzidos a partir de dados de tomografia computadorizada (CT) e imagem por ressonância magnética (MRI). As opiniões dos cirurgiões sobre o uso de modelos SLA para diagnose, planejamento do tratamento, ensaios pré-operativos de cirurgia, dentro da sala de operação durante os procedimentos cirúrgicos, e para a construção de implantes de titânio customizados ou dispositivos cirúrgicos foram tabuladas com o uso de um questionário. A maioria dos cirurgiões achou os modelos SLA útil em todas as fases de planejamento e implementação de procedimentos cirúrgicos. Sessenta e cinco por cento acharam que a exposição ao modelo SLA mudou o modo no qual eles chegaram a cirurgia do paciente. Eles também determinaram que havia uma redução média de 20% do tempo gasto na sala de operação e com a anestesia. Sessenta e dois por cento dos cirurgiões acreditam que os modelos foram importantes para a própria diagnose. A maioria dos cirurgiões que usou os modelos para procedimentos cirúrgicos achou benéfico para diagnose, planejamento do tratamento, como uma referência durante a cirurgia, e na fabricação de implantes customizados e dispositivos cirúrgicos que providenciaram soluções não disponíveis previamente. Os pacientes acreditaram ter recebido um melhor cuidado, porque os cirurgiões tiveram mais conhecimento de sua anatomia única antes de cirurgia. Através do uso destes modelos, os pacientes sofreram procedimentos cirúrgicos mais curtos, com resultados mais previsíveis.

2.5.1 Usos em planejamento e simulação cirúrgica

Simulação de cirurgias pré-operatórias no modelo: Osteotomias podem ser planejadas e implantes feitos sob medida diretamente no modelo.

Usando o modelo o cirurgião pode antes simular a cirurgia sempre que for entrar na sala de operação. Alguns cirurgiões acham que minutos ou horas de tempo de operação podem ser economizadas através de uma preparação cuidadosa usando o modelo. Osteotomias podem ser planejadas e placas podem ser pré-preparadas no modelo permitindo a transferência dos dados do modelo à cirurgia.

ARVIER et al (1994), já informavam as aplicações de biomodelamento com o uso da estereolitografia e faziam referência a vários casos individuais que demonstravam como o modelamento 3D poderia auxiliar na diagnose, planejamento pré-operativo e na redução do tempo da operação.

KORVES et al (1995), estudaram o planejamento cirúrgico em otorrinolaringologia baseado em imagem e modelo. Os autores trabalharam procedimentos diferentes. Um total de 481 intervenções cirúrgicas na região maxilofacial, sinuosas paranasais, órbita, e base de crânio anterior e mediana, além de procedimentos neurológicos foram pré-cirurgicamente simulados usando imagens tridimensionais e manipulação de imagem. Um dispositivo de simulação intraoperativa, parte de um sistema de cirurgia assistida por computador, foi aplicado em 407 destes casos. Em sete pacientes, a estereolitografia foi usada para criar modelos plásticos de pacientes para a preparação de cirurgias reconstrutivas e fabricação de próteses. As desvantagens relatadas deste processo incluem tempo e custo; porém, as vantagens incluíram um melhor entendimento das relações anatômicas, a viabilidade da simulação pré-cirúrgica do procedimento prevalecente, uma melhora da precisão de localização intraoperativa, a fabricação de próteses em procedimentos reconstrutivos com uma aproximação de uma maior precisão, gravações permanentes para exigências ou reconstruções futuras, e melhora na educação de residência.

SADER et al (1997), mostraram através de seus resultados clínicos que a construção de modelos 3D é um método excelente para planejamento pré-operatório. Dependendo do número de passos, porém, havia muitas possibilidades de falhas. Recomendavam uma padronização e controle de qualidade de aquisição de dados e de fabricação industrial. Especialmente para a estereolitografia, por ser definitivamente mais complexa que a técnica de

usinagem. Sugerindo a possibilidade do uso de modelos geométricos e que o cirurgião estivesse envolvido nos passos essenciais de segmentação e análise de dados. Concluem que a construção de modelos 3D do crânio a partir de dados de CT é um método clinicamente eficiente e maduro bastante para uso clínico, mas que ainda não podia ser aceito como uma rotina clínica, pois dependia de uma urgente garantia de qualidade.

2.5.2 Usos na comunicação entre o paciente e o cirurgião.

Melhora da comunicação entre o cirurgião e o paciente ou entre membros cirúrgicos da equipe. Os modelos podem ajudar a discutir opções determinando expectativas realistas.

O modelo anatômico transformou-se em uma grande ferramenta para comunicar-se sucintamente com o paciente sobre o futuro procedimento ou sobre a doença. Em vez de olhar um texto ou uma imagem convencional, o paciente pode visualizar o procedimento em seu modelo.

Um benefício adicional é que o modelo se transforma na ferramenta ideal de comunicação entre cirurgiões e especialistas sobre o caso em questão. Ao contrário da película 2D/CT, o modelo pode ter basicamente uma única interpretação, levando a uma opinião consensual entre os especialistas.

2.5.3 Usos na pré-preparação de implantes e customização.

Criação de implantes personalizados diretamente fora do modelo. O melhor ajuste dos implantes personalizados pode reduzir o tempo cirúrgico e realçar o resultado para o paciente.

O uso preliminar de modelos anatômicos específicos ao paciente até agora esteve distante para implantes pré-preparados ou para a criação de implantes feitos sob medida. Usando o modelo como um molde mestre, o cirurgião pode trabalhar com várias companhias de implantes na produção de implantes

customizados. Alternativamente, o modelo permite o ajuste das placas de fixação dos implantes antes da cirurgia.

BINDER e KAYE (1994), descrevem os princípios, métodos e benefícios da combinação da tomografia computadorizada tridimensional (CT) com a tecnologia de Projeto Assistido por Computador /Manufatura Assistida por Computador (CAD/CAM) para o desenvolvimento de próteses customizadas e utilizadas no reparo de deficiências de contorno faciais pós-traumáticas e congênitas. Cada prótese foi gerada para ajustar-se exatamente ao defeito do osso, com contornos externos ajustados para compensar as disparidades do excesso de tecido mole. Relatórios de casos representativos demonstram as aplicações e vantagens do uso desta técnica. Relatam ainda que alguns pacientes tiveram defeitos residuais depois do reparo primário da deformidade pós-traumática, outros tiveram defeitos depois de recaídas para deformidades ortognáticas congênitas, e que sem uma cirurgia relativamente secundária e um alto grau de previsibilidade, muitos destes pacientes não teriam procurado tratamento adicional. Todas as cirurgias, a exceção de uma, foram executadas em uma base prototipada, externa ao paciente, proporcionando um ajuste mais preciso, simples, proporcionando um método economicamente viável de restauração de contorno, com limitada morbidez e redução do tempo operatório.

2.5.4 Usos em registro histórico de caso

O modelo fornece uma visão imutável da anatomia do paciente antes da cirurgia. Isto pode ajudar a estabelecer uma base de comparação para casos de síndromes craniofaciais complexas, por exemplo.

2.5.5 Aplicações em Cirurgias Plásticas e Craniofaciais.

MANKOVICH, CHEESEMAN e STOKER (1990), destacaram as possibilidades da estereolitografia. “Uma nova técnica de fabricação de protótipos

desenvolvida para a indústria aeroespacial, que oferece um modo sem igual para exibir anatomias de pacientes”. “Como o sistema de Projeto Assistido por computador (CAD), usa dados de imagens digitais de tomografia computadorizada (CT) e ressonância magnética (MR) para produzir um modelo físico. Diferentemente do CAM convencional, não necessita uma ferramenta cortante e, então, limitações de caminho da ferramenta CAM não existem”. O aparato de estereolitografia foi usado para produzir um modelo de anatomia óssea craniana a partir de dados de imagens de CT, fornecendo detalhes internos completos no modelo construído, incluindo sinuosas encaixadas e potencialmente, completa anatomia interna dentro de um crânio fechado. Juntamente com VALENTINO e STOKER, MANKOVICH (1992), torna a descrever o desenvolvimento de modelos estereolitográficos para planejamento cirúrgico construídos a partir de dados de imagem digitais (CT e MR), ressaltando a possibilidade dos cirurgiões visualizarem o resultado cirúrgico previsto no monitor de vídeo do computador através da aplicação da computação gráfica, usando análises cefalométricas padronizadas, permitindo ao cirurgião a visualização da anatomia externa e interna antes da cirurgia, e relatando seu uso em mais um caso.

KLIMEK et al (1993), nos diziam que saltos na criação de modelos de objetos médicos tiveram que ser restritos por causa das capacidades limitadas dos equipamentos de manufatura disponíveis até o surgimento da estereolitografia, que por suas características de manufatura, era capaz de produzir modelos extremamente precisos e com excelente retenção de detalhes. Ilustrou através do relato de um caso de modelamento estereolitográfico para cirurgia reconstrutiva de cabeça, que implantes específicos podem ser projetados e preparados. Adicionava que se fossem utilizados plásticos biocompatíveis, implantes feitos sob medida logo poderiam ser diretamente fabricados através da referida técnica.

EPPLEY e SADAVORE (1998), também estudaram modelos de pacientes gerados por computador para reconstrução de deformidades cranianas e faciais e confirmaram que o uso de modelos anatômicos tridimensionais, gerados por

computador pode ser usado na diagnose e reconstrução de uma variedade de problemas craniofaciais. Citam a vantagem de serem prontamente fabricados a partir de varreduras por tomografias computadorizadas a um custo razoável com apenas algumas semanas para a sua preparação e tempo de entrega e serem de significativo valor pra o planejamento pré-operatório do tratamento, moldagem de implantes intraoperativos, e fabricação de implantes pré-operatórios em pacientes adequadamente selecionados.

D'URSO et al (1999), avaliaram a utilidade do biomodelamento em complexas cirurgias Craniomaxilofaciais. Quarenta e cinco pacientes com patologias craniofacial, maxilofacial, e espinhal cervical da base do crânio foram selecionados. Varreduras de CT 3-D ou MRI e os dados de interesse foram editados e convertidos em um formato compatível para a tecnologia STL de prototipagem rápida, e usados para fabricar os biomodelos. Os biomodelos foram usados por cirurgiões para educação paciente, diagnose e planejamento operativo. Um protocolo de avaliação foi projetado para testar se biomodelos, além das imagens padrão, tiveram maior utilidade na cirurgia executada do que apenas a imagem padrão. Os biomodelos melhoraram significativamente o planejamento operativo de 44.09% apenas por imagem, para 82.21% por imagem com biomodelos, e a diagnose de 65.63% por imagem, para 95.23% por imagem com biomodelos. Os biomodelos provaram melhorar significativamente a precisão da medida (erro de medida de imagem 44.14%, erro de medida de biomodelos 7.91%, $P < .05$). Os cirurgiões estimam que o uso dos biomodelos reduziu tempo operatório em torno de 17.63%. Os pacientes acharam os biomodelos úteis para consentimento informado (imagens 63.53%, biomodelos 88.54%), O biomodelamento foi relatado como uma tecnologia intuitiva e amigável ao usuário, e que facilitou a diagnose, o planejamento operativo, ensaio de procedimentos e a comunicação entre os colegas e os pacientes. As limitações desta tecnologia foram o tempo de fabricação e o custo.

2.5.6 Usos na Cirurgia Ortopédica.

POTAMIANOS et al (1998), analisaram a utilização de modelos médicos prototipados para cirurgia ortopédica. A Prototipagem rápida foi usada para a construção de um modelo anatômico em um complexo caso de dano de ombro. O modelo proveu uma interpretação definitiva da patologia da junta e permitiu uma completa avaliação do grau do dano. As radiografias habitualmente usadas para planejamento de cirurgia ortopédica provinham informações inadequadas sobre a precisa extensão tridimensional dos defeitos dos ossos. As reconstruções tridimensionais de Tomografia computadorizada de radiografia ofereciam uma visualização superior, mas não eram portáteis para consulta ou prontamente disponíveis no teatro operacional para orientação durante um procedimento. Modelos físicos fabricados a partir de dados de tomografias computadorizadas de radiografia puderam oferecer para os cirurgiões uma compreensão clara dos complexos detalhes anatômicos, provendo uma relação física intuitiva entre o paciente e modelo.

2.5.7 Usos em Cirurgias Orais e Maxilofaciais

YAU, ARVIER e BARKER (1995), Relataram em nota técnica, o resultado preliminar de biomodelos de tecido duro com aplicação em biomodelamento maxilofacial. Os modelos, derivados de dados de tomografias computadorizadas, foram construídos por um aparato de estereolitografia (SLA). Casos selecionados de pacientes com deformidades faciais foram apresentados para ilustrar aplicações clínicas do biomodelamento em SLA. A demonstração física da anatomia óssea interna nestes pacientes promoveu uma melhor concepção do processo da doença, permitindo uma ótima contribuição na administração de decisão, planejamento pré-operatório e escolha de técnica cirúrgica com uma conseqüente redução do tempo operatório e potencial redução da morbidez pós-operatória. As limitações das técnicas de modelagem sólida incluem custo e prolongado tempo de produção, o que a faz inadequada para casos de

emergência, e exposição do paciente à radiação. Ainda segundo os autores: “Com um uso mais abrangente e posterior desenvolvimento tecnológico, estas desvantagens serão minimizadas. O biomodelamento 3D em SLA pode no futuro tornar-se um suplemento, não apenas à cirurgia maxilofacial, mas também a outras especialidades médicas”.

HIBI, SAWAKI e UEDA (1997), relataram o uso de modelos tridimensionais construídos por estereolitografia a partir de dados de imagens digitais, na simulação de cirurgias ortognáticas e maxilofaciais. Os modelos, que reproduzem o esqueleto facial com anatomia interna precisa, facilitaram o planejamento da osteotomia e preparação de osteosíntese em dois pacientes. Os segmentos seccionados da maxila e da mandíbula foram reposicionados com precisão transferindo as relações de posição de pontos de referência múltiplos no modelo para a superfície de osso. Cefalogramas tomados na simulação e depois da cirurgia mostraram pequenas diferenças nas posições dos marcos.

MILLESSE et al (1998), relataram o caso de um homem de 44 anos de idade com um plasmocitoma solitário na mandíbula esquerda. Após uma nova tentativa de terapia de radiação e quimioterapia, uma biópsia de medula óssea foi tirada para criopreservação. Em cirurgia simulada, foram planejadas a recessão de tumor e a reconstrução primária em um modelo individual 3-D estereolitográfico do crânio. A ressecção radical do tumor, e a reconstrução primária usando um enxerto de osso da coroa do ílio microvascular foram executadas. Os autores puderam observar que no caso de uma extensa assimetria mandibular e/ou osteólise devido à amplificação do osso com tumor, um modelo para planejamento pré-operatório provou ser uma ferramenta útil para reconstrução primária. Nos três anos seguintes, o paciente não demonstrou ressurgimento da doença.

SANTLER et al (1998), utilizaram modelos anatômicos tridimensionais (3-D) baseados em tomografia computadorizada (CT), comprovando suas vantagens especialmente em cirurgia craniomaxilofacial. Os modelos melhoram e facilitam a diagnose, o planejamento terapêutico, operações modelo, e tratamento definitivo em cirurgia de tumor, traumatologia, disgnatia, atrofia alveolar, e malformações

congenitas e assimétricas. Por utilizarem modelos gerados tanto por usinagem como por estereolitografia, realizaram uma comparação de método de produção, indicação, e precisão de modelos estereolitográficos contra modelos tridimensionais usinados visando determinar qual método de produção é preferível. Ambos os métodos estão baseado em dados de imagens de CT e de ressonância magnética, mas as diferenças em produção dão origem a vantagens e desvantagens específicas. Para comparação foram usados dois modelos de testes, fabricados por usinagem e por estereolitografia, e analisadas as diferenças relativas à precisão e forma de estruturas específicas. O fator limitante para o incremento de precisão é a distância entre cada par de varreduras de CT. Modelos usinados mostram uma precisão mais alta comparada a modelos de STL dentro do plano de varredura do CT, quanto mais oblíquas às medidas se tornou este plano, maior o decréscimo de precisão. Os modelos estereolitográficos mostraram divergências mais altas, mas a inexatidão é distribuída fortuitamente. A precisão de ambos os métodos é suficiente para uso clínico. Em casos de rotina o método de usinagem parece ser superior por causa de tempo de produção mais curto e dos custos mais baixos. Buracos e cortes feito por baixo só podem ser produzidos dividindo o modelo. Em casos especiais onde cavidades e estruturas finas exercem um papel principal, a estereolitografia é o método mais indicado.

2.5.8 Usos em Neurocirurgias.

D'URSO et al (1999), avaliaram a utilidade da biomodelagem em SLA em cirurgia de tumor na base do crânio em 11 pacientes. Foram fabricados biomodelos e usados para a educação do paciente, diagnose e planejamento operativo. Os resultados sugerem que a biomodelagem tem utilidade significativa em cirurgia de tumor na base do crânio e é uma tecnologia economicamente viável. Os biomodelos provaram ser particularmente efetivos para a simulação cirúrgica e a produção de implantes cranioplásticos sob medida para reconstrução após a ressecção do tumor.

D'URSO et al (1999), utilizaram modelos estereolitográficos também em biomodelamento cerebrovascular além de angiografia por tomografia computadorizada (CTA) e angiografia de MR (MRA) porque embora CTA e MRA sejam modalidades precisas e sensíveis de imagem, foram identificadas limitações em relação à interpretação de imagem. A biomodelagem estereolitográfica (SLA) permite que dados tridimensionais (3D) de CT e de MR sejam usados para fabricar réplicas de plástico sólidas de estruturas anatômicas com precisão. Para investigar a viabilidade e utilidade clínica de biomodelamento em STL em cirurgia de cerebrovascular foram selecionados quinze pacientes com aneurismas cerebrais e 1 paciente com uma malformação arteriovenosa cerebral (AVM). Angiogramas de CT 3D e/ou MR foram adquiridos e 19 biomodelos anatômicos sólidos fabricados usando a tecnologia de prototipagem rápida de estereolitografia. Os biomodelos foram usados para educação de paciente, diagnose, planejamento operativo e navegação cirúrgica. Os biomodelos reproduziram as fontes de dados das CTA e MRA. A precisão de um biomodelo foi verificada através da comparação com um espécime de morte póstuma que correspondeu exatamente nos planos x e y, mas diferiu em 2 mm no plano z. Os autores informaram que a habilidade de se estudar de perto uma avaliação da anatomia de cerebrovascular complexa sob qualquer perspectiva em um biomodelo sólido aumenta o entendimento do cirurgião, particularmente quando imagens convencionais eram equívocas. Biomodelos cerebrovasculares tornaram-se úteis para o posicionamento da cabeça do paciente para cirurgia, por selecionar o melhor corte de aneurisma e para a simulação da cirurgia. As conclusões são de que biomodelamento cerebrovascular pode ter utilidade em casos complexos ou quando a imagem padrão é sensivelmente equívoca. As desvantagens da tecnologia foram o custo e tempo industrial dada a situação de emergência que aneurismas costumam ter.

2.5.9 Usos em Cardiologia.

BINDER et al (2000), investigaram a viabilidade, precisão e potencial clínico do biomodelamento estereolitográfico para criar cópias físicas tangíveis de estruturas cardíacas de polímero duros a partir de dados ecocardiográficos. A ecocardiografia tridimensional (3D) havia estado limitada pela necessidade de exibir objetos 3D reconstruídos em uma tela bidimensional. Assim, modelos estereolitográficos de polímero tangíveis, criados a partir de dados de ecocardiografias poderiam aumentar a percepção de espaço de patologia e anatomia cardíaca. Através de réplicas sólidas em vitro e em validação ao vivo de balões de látex cheios de água, de espécimes vivos de porcos e de modelos da válvula mitral, uma excelente concordância foi encontrada para comparação de volumes entre os fantasmas e as suas correspondentes réplicas. Um exame visual e tátil de modelos de válvula mitral por dois observadores blindados permitiu uma correta representação da anatomia da válvula mitral e da patologia em todos os casos. Os autores concluíram que o modelamento estereolitográfico de imagens de ecocardiografias é possível e provê modelos de polyacrílico tangíveis que são fiéis em escala, forma e volume. Tais modelos oferecem uma representação precisa da anatomia da válvula mitral e da patologia nos pacientes estudados com ecocardiografia transesofageal. Esta técnica poderia ter um impacto significativo na diagnose, administração e planejamento pré-operatório de desordens cardiovasculares complexas.

2.6 Modelos Médicos gerados a partir de imagens obtidas por Ultrassonografia.

Ainda uma tecnologia recente, a utilização de dados gerados por ultrassonografia na produção de modelos médicos, apresenta uma importante vantagem em relação às demais técnicas devido a não exposição do paciente à radiação.

D'URSO et al (1998), realizaram um estudo para determinar se um biomodelo estereolitográfico (SLA) de uma face fetal poderia ser criado a partir de ultra-som (US) tridimensional (3D), uma vez que fetos não podem receber a radiação de um CT ou MRI. Imagens de ultra-som 3D foram adquiridas por Dasonics Gateway 2D Array ultrasound systems (Dasonics Ultrasound, San Jose, CA, USA) usando um localizador eletromagnético (Tomtec Free Hand Scanning Device, Tomtec Imaging Systems, Middle Cove, Australia). A reconstrução volumétrica 3D da face fetal foi executada e os dados preparados para guiar a construção de um biomodelo sólido exato através de estereolitografia (SLA 250 - 3D Systems). Uma representação sólida fiel da face fetal foi produzida dentro de 12 horas desde a varredura por ultra-som. O biomodelo fetal pareceu melhorar a exibição dos dados 3D. A natureza amigável ao usuário do biomodelamento pode ter utilidade clínica para avaliação morfológica fetal e como uma ajuda quando do aconselhamento dos pais.

Outra vantagem dos modelos médicos, prototipados a partir de dados gerados por ultrassonografia em relação aos obtidos por CT está na geração de modelos médicos de anatomias compostas de tecido mole. ZEILHOFER et al (2000), dizem que os modelos 3D prototipados a partir de dados de CT não são suficientes para o planejamento de intervenções no tecido mole, apesar de possuírem alta eficácia para o planejamento de correções de deformidades ósseas em cirurgia craniofacial. A solução para a representação de estruturas de tecido mole com alta qualidade é a fabricação de modelos construídos a partir de dados 3D de ultrassonografia através de prototipagem rápida (PR).

Esta técnica vem sendo desenvolvida desde 1997 com o objetivo de representar automaticamente superfícies ósseas, cartilagens e estruturas de tecido mole como a pele, para planejamento de operação. Para a aquisição de dados foi usado um sistema de ultra-som 3D de transdutores independentes. Depois da aquisição de dados as diferentes estruturas foram segmentadas separadamente. Usando os dados segmentados, um modelo estereolitográfico foi construído onde as diferentes estruturas pudessem ser representadas em um modelo através de um código de cores. Foram usados 4 modelos de crânios de

crianças com deformidades craniofaciais, 7 de superfícies da coroa do íliaco, 9 de narizes e 3 de orelhas e a quantidade de informações ganha pelos modelos foi comparada a diagnósticos convencionais.

Os primeiros resultados de aplicações clínicas em modelos médicos de cores codificadas feitos por PR mostra uma nova abordagem para planejamento pré-operatório em cirurgia de reconstrução. Cirurgias podem ser simuladas de tal modo particular que não é possível com métodos de visualização, sendo aplicável tanto à investigação e documentação de estruturas do esqueleto e de tecidos moles, como para a construção de moldes customizados prototipados em 3D.

3 ESTUDO DA PRECISÃO DIMENSIONAL DE MODELOS MÉDICOS CONSTRUÍDOS ATRAVÉS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA

A precisão dos modelos médicos gerados por prototipagem rápida já é fonte de preocupação e de estudo por vários pesquisadores e instituições.

LEVY, GUDURI e CRAWFORD (1994), realizaram uma experiência preliminar com modelos de sinterização a laser seletivo, com o propósito de avaliar a precisão de modelos tridimensionais do osso temporal humano, gerados de dados onde seções finas de CT de um osso cadavérico temporal esquerdo humano foram executadas usando-se múltiplos planos de varreduras com um algoritmo bidimensional de realce de contorno. A sinterização por laser seletivo foi executada em pó de policarbonato. Os modelos de policarbonato foram então varridos nos planos: axial, coronal e sagital, e comparados com os dados originais do CT. A dissecação anatômica dos modelos foi executada para verificação adicional dos resultados das imagens. Diferenças de precisão do modelo baseado no plano inicial de varredura do CT foram observadas. Uma quantidade significativa de policarbonato não sinterizado ou sinterizado parcialmente resultou em densidades intermediárias nas imagens de CT. Os resultados obtidos, entretanto, concluíram que a sinterização por laser seletivo pode resultar num modelo preciso de estruturas anatômicas detalhadas no osso temporal humano.

BOUYSSIE et al (1997), investigaram a precisão de reprodução de complexas réplicas anatômicas derivadas de dados de tomografias computadorizadas de radiografia, unidas à técnica de prototipagem rápida de estereolitografia. Dados processados através de softwares específicos (segmentação, interpolação tridimensional) permitem uma interação direta com o aparato de estereolitografia para construir uma réplica de resina com reprodução

de cavidades internas. Seus resultados preliminares sobre as precisões dimensionais e superficiais sugerem que a reprodução de estruturas anatômicas complexas através de estereolitografia é segura o suficiente para ser usada para planejamento cirúrgico, para implantes feitos sob medida e para ensino de anatomia cirúrgica.

WULF et al (2001), realizaram um estudo cujo objetivo era prover e avaliar um banco de dados sobre precisão anatômica de modelos estereolitográficos, levando em consideração todo o procedimento de varredura CT e segmentação para construção do modelo. Onde seriam aplicados, além das técnicas morfométricas usadas na antropologia física, métodos eletrônicos de medição. Para examinar a precisão anatômica no modelamento estereolitográfico, foi realizado um estudo com cabeças e pescoços humanos soltos de cadáveres. Após a varredura de CT dos espécimes de cabeça e de pescoço, seus tecidos moles foram removidos por maceração e as estruturas ósseas alvejadas. Após a execução do modelo estereolitográfico das estruturas ósseas da cabeça e do pescoço. Ambos, modelo e original, foram então medidos e comparados, e os resultados dos três primeiros crânios reproduzidos foram apresentados em PHIDIAS (vide referência).

Através da determinação da acuracidade dos modelos médicos, poderemos determinar com maior confiabilidade a abrangência da utilização dos mesmos. A experiência descrita a seguir visa reproduzir os procedimentos que estão sendo realizados para se verificar a influência com que cada etapa do processo de geração dos modelos médicos influi no erro final.

3.1 Estudo de Caso

A experiência inicial consistiu em comparar o modelo prototipado de uma mandíbula, produzida a partir dos dados da tomografia computadorizada, com a original. A utilização da mandíbula de um cadáver, Figura 15, possibilita a comparação do original com o modelo através de medições dimensionais acuradas, o que não seria facilmente realizável em pacientes vivos.

Figura 15 - Mandíbula original.

A construção do modelo, mostrado na Figura 16, foi feita a partir da tomografia computadorizada da mandíbula original e sua prototipagem foi realizada em uma máquina de prototipagem rápida, através da tecnologia FDM. Conforme já citado, a FDM cria modelos físicos a partir de um material termoplástico aquecido, extrudado através de um bico controlado por computador posicionado sobre uma mesa. A mesa é movimentada para receber o material até que uma fina camada (*slice*) seja formada. A próxima camada é construída em cima desta, e assim sucessivamente, até que o objeto esteja completamente formado. O sistema utiliza uma variedade de materiais, sendo o mais comum o plástico ABS, segundo HUBINGER et al (1999).

Figura 16 - Modelo prototipado.

O equipamento de Prototipagem Rápida utilizado foi o modelo *FDM 8000* da empresa americana *Stratasys*®, com capacidade volumétrica de 457 x 457 x 609mm. As imagens tomográficas foram tratadas individualmente através do software *OSIRIS*® [5] e posteriormente convertidas para o formato *IGES* para entrada no sistema *CAD ProEngineer*®, onde foi gerado o modelo sólido tridimensional a partir das curvas de cada seção (*slice*). Os dados gerados pelo sistema *CAD* foram então convertidos para o formato *STL* e interpretados pelo programa *QuickSlice*® também desenvolvido pela *Stratasys*®, que é também responsável pela operação da máquina *FDM*.

Foram tomadas a seguir as medidas do comprimento do corpo mandibular; comprimento do ramo ascendente da mandíbula; distância intergoníaca e distância intercondilar para que se pudesse estabelecer uma base clínica de comparação entre as duas Mandíbulas.

Fazendo a comparação do modelo final com o elemento original, obtém-se o erro do processo total de modelamento médico por prototipagem rápida.

Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 1. COELHO e CARVALHO (2002).

Medida	original	protótipo	diferença
Comprimento do corpo mandibular	119,2 mm.	119,4 mm.	0,17%
Comprimento do ramo ascendente esquerdo da mandíbula	62,4 mm.	63,2 mm.	1,28%
Comprimento do ramo ascendente direito da mandíbula	66,3 mm.	67,5 mm.	1,81%
Distância intergoníaca	92,9 mm.	92,6 mm.	-0,32%
Distância intercondilar	111,9 mm.	111,4 mm.	-0,45%

Tabela 1 - Comparação entre as medidas do osso original e seu protótipo.

Estas medidas foram escolhidas tendo em mente as principais distâncias medidas na área ortognática. Estas distâncias na prática são tomadas em radiografias 2D, o que requereu um ligeiro nível de adaptação para o modelo 3D, as distâncias em 3D, portanto são esclarecidas pela Figura 17.

Na experiência descrita acima, a cópia de um osso humano foi comparada diretamente com seu original. Uma dificuldade na realização deste tipo de comparação, além do fato de só poder ser realizada em ossos de indivíduos mortos, é a de se encontrar, devido à forma irregular dos ossos reais, um ponto na cópia correspondente ao seu ponto equivalente no original. Observe na Figura 17, por exemplo, a indefinição que o ponto de inflexão na base da mandíbula, geralmente utilizado por dentistas como base da medição do comprimento do ramo ascendente, pode causar.

Outra dificuldade peculiar, é que este erro, por ser o erro total, é um produto dos erros ocasionados durante todo o processo, não sendo, portanto uma informação relevante quando o objetivo for atacar separadamente as fontes de erros, a começar por aquelas que estiverem sendo as geradoras dos maiores desvios.

Figura 17 - Medições na mandíbula.

Sabendo a intensidade com que cada etapa da construção de modelos médicos influi no erro final, modificações e correções podem ser sugeridas para que estes erros possam ser minimizados em casos específicos em que se exija uma precisão maior do que a obtida nos resultados acima.

3.2 Modelos geométricos semiantropomórficos

Uma experiência realizada no âmbito da precisão geométrica dos modelos médicos gerados pelo processo de prototipagem rápida, e que ajuda a identificar melhor as fontes de imprecisão durante o processo, tem sido a utilização de um modelo geométrico semiantropomórfico. Este tipo de modelo é composto de

formas geométricas imitando ossos da anatomia humana. Através de sua geometria exata, fica mais clara a definição geométrica de erros e distorções.

Um estudo realizado por BARKER, EARWAKER e LISLE (1994), já utilizava o auxílio de um modelo geométrico visando determinar a precisão dimensional de réplicas anatômicas derivadas de imagens por tomografia computadorizada (CT) de radiografias 3D, produzidas usando a técnica de prototipagem rápida de estereolitografia (SLA). Foram escaneados: o osso de um crânio seco e o modelo geométrico, e foram produzidas réplicas. Foram obtidas medidas de distância para comparar os objetos originais e as réplicas resultantes. Medidas repetidas entre marcos anatômicos foram usadas para comparação do crânio original e réplica. Os resultados para o modelo geométrico demonstram uma diferença aproximada de +0.47 mm, representando uma precisão de 97.7 a 99.12%. Medidas do crânio produziram uma gama de diferenças absolutas (máximo +4.62 mm, mínimo +0.1 mm, media +0.85 mm). Para aplicações onde precisão mais alta é requerida, os autores sugerem que melhorias podem ser esperadas utilizando uma resolução de pixel menor nas imagens de CT. Concluem que estes resultados dão suporte ao uso de modelos de SLA de estruturas anatômicas humanas em áreas como o planejamento pré-operatório de procedimentos cirúrgicos complexos, podendo os modelos estereolitográficos ser seguramente empregados como precisas réplicas tridimensionais de estruturas anatômicas complexas.

Segundo SCHNEIDER, DECKER e KALENDER (1999), as técnicas de modelamento médico podem ser divididas em três etapas principais: A obtenção dos dados do paciente através de uma varredura por tomografia computadorizada; a segmentação da imagem combinada com o processamento dos dados e a própria construção do modelo na máquina de prototipagem rápida. Cada uma destas etapas tem suas próprias fontes para erros, e distorções geométricas, conforme é apresentado na

Tabela 2.

Principais Fontes de Erros		
Tomografia computadorizada	Processamentos dos dados	Construção do modelo
Características intrínsecas de cada sistema de tomografia	Tratamento gráfico	Tecnologia e aparato de Prototipagem
Parâmetros de varredura (<i>scanning</i>)	Algoritmo de segmentação	Contração e deformação do modelo

Tabela 2 - Principais fontes de erros em modelos médicos.

A experiência realizada por SCHNEIDER (PHIDIAS N° 8, 2002) visando examinar a precisão do modelamento médico consistiu de uma serie de prototipagens de um modelo geométrico semiantropomórfico da cabeça humana projetado e usinado para esta finalidade. Fundamentado neste modelo, um procedimento foi desenvolvido para determinar a precisão dos modelos médicos. A resolução e qualidade de imagem da varredura do CT são dependentes dos parâmetros de varredura escolhidos bem como das características dos escâneres de CT. Na maioria dos casos a segmentação de dados é realizada usando um algoritmo baseado em *threshold*. Infelizmente, o resultado de uma segmentação baseada em *threshold* pode variar fortemente, dependendo do valor escolhido. O modelo foi usado para levar a cabo o processo de modelamento médico. Ao término do processo, um protótipo do modelo foi manufaturado. Este protótipo foi então medido suas dimensões comparadas com as dimensões do modelo geométrico usinado anteriormente e conhecido na literatura internacional por "Phantom". As dimensões do modelo antropomórfico (chamado de *Phantom*) são conhecidas desde a fase do projeto e também foram medidas durante a construção do modelo. O resultado da comparação destes dados resulta na precisão do modelo médico. Com este procedimento a precisão global do modelo

médico pode ser obtida. Através de variação hábil de apenas um parâmetro do processo de modelamento médico, não se mudando os demais parâmetros, também pode ser determinada a influência de aspectos e parâmetros específicos.

Com o objetivo de isolar os erros e distorções, gerados exclusivamente durante a fase de prototipagem rápida por FDM, foi projetado e construído nos laboratórios da USP São Carlos em parceria com os laboratórios da Fundação PARQTEC de São Carlos um modelo geométrico de uma mandíbula humana.

Como nesta experiência, se quer verificar apenas o erro gerado durante a etapa de prototipagem rápida da construção do modelo. O modelo prototipado será comparado diretamente com o modelo geométrico virtual feito em CAD, pois não será feita a verificação dos erros gerados durante a fase de aquisição de dados por CT, e nem os gerados pela interpolação entre as fatias de CT, durante a conversão de arquivos de CT em arquivos de CAD.

O modelo padrão, Figura 18 , representa de maneira aproximada uma mandíbula, sendo constituído em sua maior parte por formas geométricas bem definidas, que será usado como elemento original na comparação. Este padrão apresenta as dimensões aproximadas do osso a ser estudado, para que a estimativa dos efeitos da contração e da distorção do material plástico durante a fase de solidificação do modelo seja comparável à de uma mandíbula verdadeira, sendo ao mesmo tempo suficientemente simplificado a fim de facilitar a sua medição.

Figura 18 - Mandíbula Padrão.

O software utilizado na geração do modelo em CAD do modelo geométrico da mandíbula foi o Sólid Edge® da Unigraphics Solutions® e possui fácil interação com os softwares de segmentação e prototipagem rápida.

Os valores das principais dimensões da mandíbula padrão estão representados na Figura 19 e foram escolhidos inteiros para facilitar a comparação com os valores obtidos após a prototipagem da mesma. As dimensões a serem verificadas serão aquelas que em uma mandíbula verdadeira corresponderiam ao comprimento do corpo mandibular, ao comprimento do ramo ascendente, à distância intergoníaca e à distância intercondilar.

Figura 19 - Mandíbula Padrão – medidas utilizadas.

Os resultados obtidos estão expostos na Tabela 3:

Medida	projetado	prototipado	diferença
Comprimento do corpo mandibular	100,00 mm.	99,99 mm.	0,10%
Comprimento do ramo ascendente esquerdo da mandíbula	50,00 mm.	50,35 mm.	0,70%
Comprimento do ramo ascendente direito da mandíbula	50,00 mm.	50,38 mm.	0,76%
Distância intergoníaca	80,00 mm.	79,75 mm.	-0,32%
Distância intercondilar	100,00 mm.	99,82 mm.	-0,18%

Tabela 3 - Comparação entre as medidas da mandíbula padrão em CAD e seu protótipo.

Como efeito prático da utilização de modelos geométricos, é possível notar na comparação da Tabela 3 com a Tabela 1 que foi possível apresentar os resultados das medições com uma casa decimal a mais do que o que havia sido conseguido com o protótipo e a mandíbula do primeiro estudo de caso.

Outra observação importante que pode ser retirada da comparação entre este resultado e o resultado do primeiro estudo é de que os desvios são menores, mesmo em porcentagem, o que já daria uma idéia, mesmo não sendo o objetivo a ser estudado aqui, da influência da aquisição e tratamento gráfico das imagens de CT no erro global.

Este estudo pretende, entretanto demonstrar que os modelos geométricos podem servir à obtenção de resultados mais precisos como quando se pretende determinar a precisão geométrica do modelo. Para a realização das medições para este fim foi utilizada a MM3C, marca BROWN & SHARPE, localizada no Laboratório de Metrologia da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, mostrada na Figura 20, que possui as seguintes características:

Tipo: Ponte móvel (*Moving Bridge*).

Ano de fabricação/país de origem: 1988/USA.

Incerteza linear: $\pm 0,003\text{mm}$.

Repetibilidade: $\pm 0,002\text{mm}$.

Capacidade de trabalho: X=457mm, Y=610mm e Z=381mm.

Faixa de operação: X=356mm, Y=406mm e Z=305mm.

Foram feitas medições para determinar a circularidade da superfície cilíndrica exterior do queixo e dos raios dos côndilos da mandíbula padrão.

Para se chegar a um valor que represente os desvios de circularidade ocorridos no modelo, foi adotado o mesmo procedimento utilizado por SCHNEIDER, DECKER e KALENDER (2002), medindo-se a maior e a menor circunferência obtida pelos pontos aferidos à superfície em estudo. A diferença entre os raios destas duas circunferências nos dará a variação da circularidade em mm.

Figura 20 – Máquina de medir 3 coordenadas utilizada no trabalho.

As figuras seguintes mostram as circunferências obtidas das leituras dos raios pela MM3C respectivamente para o queixo, o côndilo direito e para o côndilo esquerdo. As linhas contínuas representam as circunferências mais externas enquanto as linhas tracejadas, as circunferências mais internas. Os diâmetros de $\varnothing 4\text{mm}$. representam as diversas posições da esfera da MM3C.

A listagem gerada pela MM3C com as coordenadas dos pontos das superfícies em estudo do modelo padrão, foi lida no software AutoCAD® onde as circunferências externas e internas foram determinadas.

Figura 21 - Estudo da circularidade do queixo do modelo padrão.

O raio do côndilo da mandíbula padrão que está sendo objeto de aferição neste estudo está mostrado na Figura seguinte:

Figura 22 - Raio do côndilo do modelo padrão estudado.

Figura 23 - Estudo da circularidade do côndilo direito do modelo padrão.

Figura 24 - Estudo da circularidade do côndilo esquerdo do modelo padrão.

Os resultados desta aferição estão resumidos na Tabela 4 :

Medida	Raio interno	Raio externo	diferença
Queixo	20,32mm.	20,55mm.	1,13%
Côndilo direito	7,45mm.	7,57mm.	1,61%
Côndilo esquerdo	7,65mm.	7,83mm.	2,35%

Tabela 4 - Precisão de circularidade do modelo padrão prototipado.

Os valores obtidos parecem ser altos, mas são devidos ao acabamento superficial do processo de FDM. Estas medidas foram obtidas antes que se fizesse qualquer operação mecânica de acabamento no modelo, para refletir a precisão pura do processo de prototipagem.

4 INTEGRAÇÃO DAS TECNOLOGIAS CAD/CAE E PROTOTIPAGEM RÁPIDA - ESTUDO DE CASO

Uma vez verificado a precisão dos modelos médicos gerados, conforme descrito na capítulo anterior, é investigado neste capítulo a possibilidade de integração de ferramentas CAE e análise por Elementos Finitos nos modelos virtuais criados. Uma aplicação em estudo de caso real é desenvolvida e os resultados apresentados.

4.1 O Método dos Elementos Finitos

Para prever o desempenho de componentes mecânicos, o projetista dispõe hoje de uma série de ferramentas matemáticas que podem ser aplicadas. Soluções analíticas podem ser usadas em certos casos, mas sua aplicação é limitada a situações específicas onde uma solução matemática da estrutura pode ser encontrada. Uma maneira mais abrangente de tratar problemas estruturais consiste no uso de métodos numéricos de análise. Apesar de tais métodos fornecerem soluções aproximadas, em muitos casos é a única maneira que os projetistas dispõem para encontrar as respostas que procuram.

O Método dos Elementos Finitos considera a região de solução do problema formada por pequenos elementos interconectados entre si. A região em estudo é analiticamente modelada ou aproximada por um conjunto de elementos discretos pré-definidos (TITA, 1999). Uma vez que estes elementos possam ser colocados juntos em um número incontável de diferentes configurações, tem-se formas geométricas bastante complexas modeladas. Além disso, possibilita que o projetista tenha bastante flexibilidade na aplicação de cargas e condições de

contorno, o que torna este método o mais amplamente utilizado em análises estruturais nos dias de hoje.

O Método dos Elementos Finitos é aplicável a uma grande faixa de problemas de valores de contorno em engenharia. Em um problema de valor de contorno, uma solução é procurada na região do corpo (domínio), enquanto nos contornos desta região os valores das variáveis dependentes (ou suas derivadas) são conhecidos.

De acordo com HUEBNER (1994) o método pode ser sumarizado basicamente em 3 etapas: pré-processamento, solução (*solver*) e pós-processamento.

4.1.1 Pré-Processamento

É a etapa de preparação do problema para posteriormente solucioná-lo. É nesta fase que se faz a modelagem do fenômeno, assumindo hipóteses, condições iniciais, condições de contorno e carregamentos, assim como a escolha do elemento, das propriedades dos materiais e da geometria que representará a forma do componente a ser analisado.

4.1.2 Solução (*solver*)

A solução do problema tem como ponto de partida o modelo configurado na etapa anterior. Portanto, a acuracidade das respostas depende basicamente da capacidade do engenheiro em abstrair o fenômeno. A solução é baseada em um algoritmo numérico que visa solucionar da maneira mais rápida e acurada, uma equação diferencial com condições de contorno e/ou condições iniciais impostas pelo modelo.

4.1.3 Pós-Processamento

Esta é a última etapa. Ela depende apenas das necessidades do engenheiro que está modelando o problema. Ou seja, ela é o conjunto solução das equações que descrevem o fenômeno em estudo, podendo ser:

- Deslocamentos nodais;
- Deformações da geometria;
- Gradientes de tensão de acordo com o critério de resistência escolhido;
- Gradientes de temperatura;
- Deslocamentos nodais ao longo do tempo;
- Frequências naturais e modos de vibrar da estrutura.

Esses recursos implementados computacionalmente permitem estimar a solução de um problema complexo em um tempo relativamente pequeno, fazendo com que se otimize o tempo de processo para desenvolvimento de projetos de materiais isotrópicos ou anisotrópicos (como exemplo os materiais compósitos) sujeitos a carregamentos estáticos, térmicos, dinâmicos e outros.

4.2 Aplicação no modelo da mandíbula

Como estudo inicial para verificação da utilização do Método dos Elementos Finitos em modelos médicos, passou-se a estudar a possibilidade de geração do modelo diretamente no modelo computacional advindo dos dados tomográficos. Este procedimento não levou a resultados satisfatórios, devido aos seguintes motivos:

- O tratamento dado ao modelo computacional criado a partir da imagem tomográfica, utiliza outro tipo de tratamento matemático (*matching cubes*) o que dificulta a seleção adequada dos elementos, entrada de propriedades de material e vinculações;
- A complexidade do modelo, o que exige algoritmos próprios de suavização (*smoothing*) das superfícies. Estes algoritmos não estão

normalmente disponíveis em softwares comerciais, indicando claramente a necessidade de novos desenvolvimentos nesta direção;

De qualquer forma, visando verificar as possibilidades de uso das ferramentas CAE nos modelos médicos, foi desenvolvido o modelo considerando a geometria padrão utilizada no capítulo anterior, eliminando desta forma as dificuldades citadas que deverão ser objeto de pesquisa posterior. Os resultados são mostrados nas Figuras seguintes, indicando a potencialidade da integração desta ferramenta na análise de modelos médicos, visando principalmente a construção de próteses e órteses. Por se tratar de imagens apenas qualitativas, são omitidos maiores detalhes do modelo, como casos de carregamento e propriedades de material.

Figura 25 – Modelo por Elementos Finitos da mandíbula padrão.

Figura 26 – Vinculações e carregamentos aplicados.

Figura 27 – Níveis de tensões obtidos.

4.3 Estudo de caso – cirurgia de reconstituição craniana

Uma vez que os resultados obtidos no estudo de acuracidade dos modelos médicos foram considerados aceitáveis, passou-se então a se estudar a possibilidade de aplicação do modelo em estudo de caso real. Através de um intenso trabalho de colaboração com o cirurgião Dr. Edeldo Santos, Hospital Santa Tereza em Petrópolis, foi selecionado como estudo de caso uma reconstituição craniana em paciente vítima de acidente automobilístico. As imagens do paciente pré-cirurgia são mostradas nas Figuras abaixo:

Figura 28 - Imagens do paciente pré-cirurgia.

As imagens tomográficas, reconstituídas em 3D, são mostradas nas Figuras seguintes, juntamente como os modelos, construídos na máquina FDM – 8000. (Fundação ParqTec – São Carlos). Foram gerados os modelos do crânio real, bem como da parte correspondente à falha, através da operação de espelhamento (*mirror*) no sistema CAD.

Figura 29 – Imagens tomográficas reconstituídas em 3D.

Figura 30 – Modelos médicos gerados na máquina FDM – 8000.

Uma vez obtidos os modelos, a reconstituição da falha foi utilizada como modelo (*master*) para a geração de uma réplica idêntica em material biocompatível . Após a adequada esterilização dos protótipos e da prótese, procedeu-se ao ato cirúrgico propriamente dito, ilustrado pelas figuras a seguir. Ressalta-se a perfeita concordância geométrica entre os modelos médicos e a anatomia do paciente, evidenciada na adequada reconstituição da falha óssea.

Figura 31 – Utilização do modelo médico durante o ato cirúrgico.

Figura 32 – Colocação da prótese personalizada.

Outro aspecto a ser considerado é que todo o procedimento cirúrgico durou cerca de 4 h. Segundo informações da área médica, uma cirurgia deste porte, exigiria cerca de 8 horas sem o uso dos modelos médicos, ainda com o agravante da não garantia de uma perfeita reconstituição das curvaturas do crânio. Nas Figuras seguintes vê-se o paciente recuperado após duas semanas da cirurgia.

Figura 33 – Paciente pós-cirurgia.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

5.1 Considerações finais

Como conclusões finais deste trabalho pode-se citar:

- O uso de modelos médicos constitui uma alternativa viável para diagnóstico, planejamento pré-operatório e redução do tempo cirúrgico;
- Através da integração adequada entre as diferentes tecnologias de CT, CAD/CAE e Prototipagem Rápida é possível a obtenção de modelos médicos com acuracidade adequada para o desenvolvimento de próteses personalizadas;
- Adicionalmente, o uso das tecnologias CAD/CAE pode fornecer dados significativos para análise de tensões e deformações em próteses, constituindo uma ferramenta de interesse na definição de suas dimensões e meios de fixação;
- Contudo, algumas dificuldades ainda existem para a adequada integração dos diferentes formatos de dados utilizados no tomógrafo, nos sistemas CAD/CAE e no padrão utilizado na máquina de Prototipagem Rápida. Existem já padrões estabelecidos, no entanto nem todos os sistemas adotam estes padrões;
- O estudo de caso apresentado evidenciou as vantagens de integração das tecnologias: a geração do modelo da falha através da operação de espelhamento no sistema CAD, possibilitou a perfeita reconstituição da falha óssea. Foi observado que, conforme as medidas efetuadas, a precisão dimensional e geométrica do modelo é adequada para sua utilização.

5.2 Sugestões para trabalhos futuros

Entre algumas das sugestões de continuidade para este estudo podemos citar:

- O estudo e desenvolvimento de softwares e/ou interfaces que possibilitem uma melhor integração entre os arquivos de CT, MRI e Ultrassom e sistemas CAD/CAE;
- Estudo e desenvolvimento de modelo constitutivo de material adequado para modelagem por elementos finitos do tecido ósseo;
- Desenvolvimento e aplicação do estudo realizado para reconstituição de outras áreas de interesse, destacando-se neste caso a região mandibular.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARVIER, J.F. et al. (1994). Maxillofacial biomodelling. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 32: 276-83.

BARKER, T.M.; EARWAKER, W.J.; LISLE, D.A. (1994). Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australas Radiol*; 38(2):106-11, may.

BERRY et al. (1997). Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Medical Engineering Physics*, 19: 90-96.

BINDER, W.J.; KAYE, A.H. (1994). Reconstruction of posttraumatic and congenital facial deformities with three-dimensional computer-assisted custom-designed implant. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 94:75.

BINDER, T.M.; MOERTL, D.; MUNDIGLER, G.; REHAK, G.; FRANKE, M.; DELLE-KARTH, G.; MOHL, W.; BAUMGARTNER, H.; MAURER, G. (2000). Stereolithographic biomodeling to create tangible hard copies of cardiac structures from echocardiographic data: in vitro and in vivo validation. *J Am Coll Cardiol*;35(1):230-7, Jan.

BOUYSSIE, J.F.; BOUYSSIE, S.; SHARROCK, P.; DURAN, D. (1997). Stereolithographic models derived from x-ray computed tomography. Reproduction accuracy. *Surg. Radiol. Anat.* 19(3): 193-9.

CADESIGN. (1995). Molde em Estereolitografia. n°3, 22-22.

CADESIGN. (2000). Usuários podem comprar máquinas ou contratar serviços: Mercado brasileiro oferece as principais tecnologias disponíveis no mundo – Prototipagem, n°67, 18-21.

CLAIR, J.J. (1996). Stereolithography and the biomedical engineering. *Journal of Materials Processing Technology*, 57, 393-396.

COELHO, M.A.O.; CARVALHO, J. (2002). Estudo da precisão dimensional de modelos médicosconstruídos através de prototipagem rápida. *Congresso Nacional de Engenharia Mecânica*, João Pessoa – PB.

CRAWFORD, R.H.; BEAMAN, J.J. (1999). Solid freeform fabrication: A new Manufacturing paradigm. *IEEE Spectrum*, February, 34-43.

D'URSO, P.S.; THOMPSON, R.G. (1998). Fetal biomodelling. *Aust N Z J Obstet Gynaecol*; 38(2):205-7, may.

D'URSO, P.S. et al. (1999). Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 27:30.

D'URSO, P.S. et al. (1999). Biomodelling of skull base tumors. *Journal of Clinical Neuroscience* 6:31.

D'URSO, P.S.; THOMPSON, R.G.; ATKINSON, R.L.; WEIDMANN, M.J.; REDMOND, M.J.; HALL, B.I.; JEAUVONS, S.J.; BENSON, M.D.; EARWAKER, W.J. (1999). Cerebrovascular biomodelling: a technical note. *Surgical Neurology*. 52(5): 490-500.

- EPPLEY, B.L.; SADAVORE, A.M. (1998). Computer generated patient models for reconstruction of cranial and facial deformities. *The Journal of Craniofacial Surgery* 6:548.
- ERICKSON, D.M. et al. (1999). An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 57:1040-1043.
- HIBI, H.; SAWAKI, Y.; UEDA, M. (1997). Three-dimensional model simulation in orthognathic surgery. *Int J Adult orthod Orthognat Surg.* 12: 226-232.
- HUBINGER, A.Z.; CARVALHO, J.; LIRANI, J. (1999). Rapid Prototyping - Concepts, techniques, applications and future trends. *XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, Águas de Lindóia – SP.*
- HUBINGER, A.Z.; (2002). *Obtenção de modelos CAD tridimensionais a partir de imagens tomográficas para auxílio em cirurgias corretivas.* Dissertação de Mestrado, EESC-USP, 85 p.
- HUEBNER, K. H. (1994) *The Finite Element Method for Engineers*, John Wiley & Sons, 500 p.
- KLIMEK, L.; KLEIN, H.M.; SCHNEIDER, W.; MOSGES, R.; SCHMELZER, B.; VOY, E.D. (1993). Stereolithographic modelling for reconstructive head surgery. Department for Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery, *Acta Oto-rhino-Laryngologica Belg* 47:329.
- KORVES, B.; KLIMEK, L.; KLEIN, H.M.; MOSGES, R. (1995). Image- and model-based surgical planning in otolaryngology. *The journal of Otolaryngology*, 24:265.

- LEVY, R.A.; GUDURI, S.; CRAWFORD, R.H. (1994). Preliminary experience with selective laser sintering models of the human temporal bone. *American Journal of Neuroradiology* 15:473.
- MANKOVICH, N.J.; CHEESEMAN, A.M.; STOKER, N.G. (1990). The display of three-dimensional anatomy with stereolithographic models. *Journal of Digital Imaging* 3:200.
- MCGURK, M.; POTAMINOS, P.; AMIS, A.A.; GOODGER, N.M. (1997). Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine. *Ann. R. Coll. Surg., England*, 79: 169-174.
- MEDICALMODELING (2001). www.medicalmodeling.com, (5 out).
- MILLES, W.; ENISLIDIS, G.; LINDNER, A.; SCHOBEL, G.; EWERS, R.; DRACH, J.; RATH, T. (1998). Solitary plasmocytoma of the mandible: a combined approach for treatment and reconstruction. *International Journal of Maxillofacial Surgery* 26:295
- POPAT, A.H. (1998). Rapid prototyping and medical modeling. *Phidias - Rapid Prototyping in medicine*, 1:10-12, December.
- PHIDIAS NETWORK RESEARCH, Rapid Prototyping in Medicine, vol.5, December, 2000 – BRITE/EURAM 3 – Project BRRT 985501.
- POTAMIANOS, P.; AMIS, A.A.; FORESTER, A.J.; MCGURK, M.; BIRCHER, M. (1998). Rapid prototyping for orthopaedic surgery. *Proc Instn Mech Engrs* 212:383
- PROTOSYTECH (2002). www.protosytech.com, (9 dez).

- SADER, R.; ZEILHOFER, H.F.; KLIEGIS, U.; DEPPE, H.; HORCH, H.H. (1997). Precision of 3D-assisted surgical planning with rapid prototype techniques. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 1 suppl 1:S61-4, May.
- SANTLER, G.; KARCHER, H.; GAGGL, A.; KERN, R. (1998). Stereolithography versus milled three-dimensional models: comparison of production method, indication, and accuracy. *Comput Aided surg*, 3(5): 248-56.
- SCHNEIDER, J.; DECKER, R.; KALENDER, W.A. (1999). Geometric accuracy in medical modeling: Proposal for a new study within the phidias network. *Phidias - Rapid Prototyping in medicine*, 3:4-5, December.
- SCHNEIDER, J.; DECKER, R.; KALENDER, W.A. (2002). Accuracy in medical modeling: Final results of the phantom-based multi-center study of the phidias network. *Phidias - Rapid Prototyping in medicine*, 8:5, March.
- STOKER, N.G.; MANKOVICH, N.J.; VALENTINO, D. (1992). Stereolithographic models for surgical planning: preliminary report. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50:466
- STROUD, I.; XIROUCHAKIS, P.C. (2000). STL and extensions. *Advances in Engineering Software* 31, 83-95.
- TITA, V. (1999). *Análise dinâmica teórica e experimental de vigas fabricadas a partir de materiais compósitos poliméricos reforçados*, Dissertação de Mestrado, EESC-USP, 180 p.

- VAANDRAGER, J.M.; ZONNEVELD, F.W.; MATHIJSEN, I.M.J.; HOVIUS, S.E.R. (1998). First generation 3D model of a noma patient. *Phidias - Rapid Prototyping in medicine*, 1:6-7, December.
- WULF, j.; VITT, K.D.; GEHL, H.B.; BUSCH, L.C. (2001). Anatomical accuracy in medical 3D modeling. *Phidias - Rapid Prototyping in medicine*, 7:1-2, December.
- YAN, X.; GU, P. (1996). A review of rapid prototyping technologies and systems. *Computer-Aided Design*, 28 (4):307-318.
- YAU, Y.Y.; ARVIER, J.F.; BARKER, T.M. (1995). Technical note: maxillofacial biomodelling: preliminary result. *Br J Radiol*, 68(809): 519-23, May.
- ZEILHOFER, H.F. et al. (2000). Models by 3D-ultrassound. *Phidias - Rapid Prototyping in medicine*, 5:1-4, December.