Campus de São Carlos

**OBTENÇÃO DE MODELOS CAD
TRIDIMENSIONAIS A PARTIR DE
IMAGENS TOMOGRÁFICAS PARA
AUXÍLIO EM CIRURGIAS CORRETIVAS**

ALEXANDRE ZANNI HUBINGER

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

**OBTENÇÃO DE MODELOS CAD TRIDIMENSIONAIS A
PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS PARA
AUXÍLIO EM CIRURGIAS CORRETIVAS**

Alexandre Zanni Hubinger

Dissertação de Mestrado 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

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 26.1.02.03

Ass.:

DEDALUS - Acervo - EESC

31100043032

São Carlos
2002

Class. TESE - EESC
Cota. 2700
Tombo T065/03
Sysno 1311609

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

H878o Hubinger, Alexandre Zanni
Obtenção de modelos CAD tridimensionais a partir de
imagens tomográficas para auxílio em cirurgias
corretivas / Alexandre Zanni Hubinger. -- São Carlos,
2002.

Dissertação (Mestrado)-- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 2002.

Área: Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Jonas de Carvalho.

1. Tomografia computadorizada.
2. CAD.
3. Prototipagem rápida.
4. Engenharia reversa.
5. Cirurgia auxiliada por computador. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **ALEXANDRE ZANNI HUBINGER**

Dissertação defendida e julgada em 28-11-2002 perante a Comissão Julgadora:

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

Prof. Tit. **BENEDITO DE MORAES PURQUÉRIO**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Prof. Dr. **LUIS GUSTAVO NONATO**
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/USP)

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

Ao Prof. Dr. Jonas de Carvalho, orientador, pela amizade, auxílio e orientação no desenvolvimento do trabalho.

À Tatiana, pelo amor, carinho, confiança e compreensão.

Aos meus pais e irmãs pelo carinho e apoio.

Aos amigos e companheiros de trabalho, Amauri, Canto, Claudião, Coelho, Geraldo, Gilberto, Marcio, Mariano, Neilor, Rogério, Romeu, Toddy e Volnei pela amizade, apoio e incentivo.

Ao engenheiro Rodrigo Machado de Godoy, da Fundação Parque de Alta Tecnologia de São Carlos – ParqTec, pelo auxílio na construção dos Protótipos Físicos.

À todos os professores e funcionários que sempre estiveram presentes e participativos.

Aos amigos da pós-graduação, pelo companheirismo.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pelo financiamento concedido.

A Deus, por tudo.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	ii
SUMÁRIO.....	iii
LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTA DE TABELAS.....	ix
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	x
RESUMO.....	xi
ABSTRACT.....	xii
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	9
3 IMAGENS MÉDICAS.....	14
3.1 PRINCÍPIOS BÁSICOS.....	14
3.2 RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM.....	16
3.3 SENSITOMETRIA.....	22
4 PROCESSAMENTO DE IMAGENS.....	25
4.1 DISCRETIZAÇÃO DA IMAGEM.....	25
4.2 DETECÇÃO DO CONTORNO DO OBJETO.....	28
4.2.1 PROCESSOS DE FILTRAGEM.....	28
4.2.2 SEGMENTAÇÃO DA IMAGEM.....	29
4.2.3 DETECÇÃO DE BORDAS.....	31
5 REDUÇÃO DE DADOS.....	34
5.1 REDUÇÃO DE DADOS NÃO SEQUENCIAL.....	34
5.2 REDUÇÃO DE DADOS SEQUENCIAL UTILIZANDO UM PARÂMETRO ANGULAR FIXO	36

5.3	REDUÇÃO DE DADOS SEQUENCIAL UTILIZANDO UM PARÂMETRO ANGULAR APERFEIÇOADO	38
6	INTERFACES DE SISTEMAS CAD	42
6.1	INITIAL GRAPHICS EXCHANGE SPECIFICATION	44
6.1.1	DESCRIÇÃO.....	45
6.1.2	ESTRUTURA E FORMATO DO ARQUIVO IGES	46
7	PROTOTIPAGEM RÁPIDA	52
7.1	STEREOLITOGRAPHY (SLA).....	53
7.2	SELECTIVE LASER SINTERING (SLS)	53
7.3	FUSED DEPOSITION MODELLING (FDM)	54
7.4	LAMINATED OBJECT MANUFACTURING (LOM)	55
7.5	TENDÊNCIAS	56
8	METODOLOGIA.....	57
8.1	MATERIAIS	57
8.1.1	IMAGENS TOMOGRÁFICAS	57
8.1.2	MIMICS.....	58
8.1.3	OSIRIS.....	58
8.1.4	IRFANVIEW.....	59
8.1.5	UNIGRAPHICS	60
8.1.6	EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....	60
8.2	MÉTODOS	60
8.2.1	MÉTODO A.....	62
8.2.2	MÉTODO B.....	64
8.2.2.1	PROCESSAMENTO DA IMAGEM MÉDICA	66
8.2.2.2	DETECÇÃO E VETORIZAÇÃO DE BORDA.....	67

8.2.2.3	REDUÇÃO DOS DADOS DE BORDA	70
8.2.2.4	INTERFACE CAD	73
8.2.2.5	MODELO 3D CAD E GERAÇÃO DO ARQUIVO NO FORMATO STL	73
9	<i>RESULTADOS E DISCUSSÕES</i>	76
10	<i>CONCLUSÕES</i>	79
11	<i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</i>	81

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 3.1 – Princípio básico da tomografia computadorizada.....	15
FIGURA 3.2 – Representação matricial de elementos de volume (voxel)....	17
FIGURA 3.3 – Bloco de tecido homogêneo.....	17
FIGURA 3.4 – Blocos de tecidos não homogêneos.....	18
FIGURA 3.5 – Blocos examinados por várias direções.....	19
FIGURA 3.6 – Arranjo de elementos de volume.....	20
FIGURA 3.7 – Varredura no aparelho original EMI.....	22
FIGURA 3.8 – Valores de HU para alguns materiais biológicos.....	24
FIGURA 4.1 – Método utilizado para obtenção de contorno.....	25
FIGURA 4.2 – Discretização da imagem em uma matriz.....	26
FIGURA 4.3 – Padrão RGB para representação das cores dos <i>pixels</i>	26
FIGURA 4.4 – Representação hexadecimal das cores primárias: vermelho, verde e azul (respectivamente).....	26
FIGURA 4.5 – Representação hexadecimal para combinação das cores primárias.....	27
FIGURA 4.6 – Representação hexadecimal para combinação das cores primárias em níveis de cinza.....	27
FIGURA 4.7 – Crescimento de região por agregação de <i>pixels</i>	30
FIGURA 4.8 – Definição do conceito de <i>vizinhança</i> ₄ (a) e <i>vizinhança</i> ₈ (b).....	31
FIGURA 4.9 – Método do vizinho mais próximo.....	32
FIGURA 4.10 – Sequência do algoritmo para o vizinho mais próximo.....	33
FIGURA 4.11 – Resultado do algoritmo do vizinho mais próximo.....	33
FIGURA 5.1 – Redução de dados não sequencial.....	35
FIGURA 5.2 – Redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular fixo.....	37

FIGURA 5.3 – Redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular aperfeiçoado.....	40
FIGURA 6.1 – Objeto feito em um sistema CAD.....	51
FIGURA 6.2 – Arquivo IGES que descreve um determinado objeto.....	51
FIGURA 7.1 – <i>Stereolithography</i>	53
FIGURA 7.2 – <i>Selective Laser Sintering</i>	54
FIGURA 7.3 – <i>Fused Deposition Modelling</i>	55
FIGURA 7.4 – <i>Laminated Object Manufacturing</i>	55
FIGURA 8.1 – Fluxograma do trabalho proposto (método A e método B)....	61
FIGURA 8.2 – Mandíbula a ser reconstruída em prototipagem rápida.....	61
FIGURA 8.3 – Fluxograma de dados para o método A.....	62
FIGURA 8.4 – Modelo tridimensional da mandíbula no MIMICS.....	63
FIGURA 8.5 – Mandíbula reconstruída em prototipagem rápida utilizando-se o método A.....	64
FIGURA 8.6 – Fluxograma de dados para o método B.....	65
FIGURA 8.7 – Imagem de uma fatia da tomografia computadorizada.....	66
FIGURA 8.8 – Imagem na forma binária.....	67
FIGURA 8.9 – Representação da imagem na forma matricial.....	68
FIGURA 8.10 – Representação matricial das bordas da imagem.....	68
FIGURA 8.11 – Vetorização dos pontos de borda utilizando-se a vizinhança8.....	69
FIGURA 8.12 – Limitações do método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular fixo.....	70
FIGURA 8.13 – Limitações do método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular aperfeiçoado.....	71
FIGURA 8.14 – Método de redução de dados utilizado.....	72

FIGURA 8.15 – Mandíbula representada por curvas do tipo <i>splines</i> no CAD.....	74
FIGURA 8.16 – Representação sólida da mandíbula no CAD.....	74
FIGURA 8.17 – Mandíbula reconstruída em prototipagem rápida utilizando-se o método B.....	75
FIGURA 9.1 – Medições realizadas nas mandíbulas.....	76

LISTA DE TABELAS

TABELA 6.1 – Números correspondentes à algumas entidades.....	50
TABELA 9.1 – Medidas das mandíbulas.....	77
TABELA 9.2 – Desvios dos modelos reconstruídos em prototipagem rápida.....	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD - *Computed Aided Design.*

CDI - *Centro de Diagnóstico por Imagem.*

CNC - *Computed Numerical Comand.*

CT - *Computed Tomography.*

IGES - *Initial Graphics Exchange Specification.*

STL - *StereoLitography.*

RESUMO

HUBINGER, A. Z. (2002). *Obtenção de modelos CAD tridimensionais a partir de imagens tomográficas para auxílio em cirurgias corretivas*. São Carlos. 85p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

No início da década de 90 a tecnologia de prototipagem rápida foi utilizada na simulação e planejamento de cirurgias de correções de deformidades da face. Os modelos eram construídos a partir de imagens do exame de tomografia computadorizada. Seu custo era elevado e os modelos podiam ser utilizados uma única vez. Considerando-se estas desvantagens, este trabalho desenvolve uma nova alternativa: a simulação da cirurgia em um modelo CAD através de operações matemáticas equivalentes às técnicas utilizadas nas cirurgias. Para obter o modelo CAD, utilizaram-se programas de uso educacional para o processamento das imagens da tomografia de uma mandíbula. Através do desenvolvimento de um programa que detecta os dados das bordas das imagens, reduz estes dados, e, utilizando um conversor IGES, introduz estes dados no sistema CAD onde é construído o modelo matemático. A partir do modelo CAD gera-se, utilizando a prototipagem rápida, o protótipo físico da mandíbula. Compara-se este protótipo ao outro obtido, a partir das mesmas imagens tomográficas, pelo uso de programas comerciais, e também, à mandíbula original. Os resultados obtidos são relatados discutindo-se as suas principais fontes de erro para validação do procedimento.

Palavras-chave: CAD, cirurgia auxiliada por computador, engenharia reversa, prototipagem rápida, tomografia computadorizada

ABSTRACT

HUBINGER, A. Z. (2002). *Reconstruction of 3D CAD models from computed tomography images to surgery aid*. São Carlos. 85p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

In the beginning of the nineties the technology of Rapid Prototyping was first used in simulation and planning of surgeries of face injuries. The models were built starting from images from Computerized Tomography (CT). Its cost was elevated and the models could be used only one time. Considering these difficulties, this work develops a new procedure: the simulation of the surgery in a CAD model through equivalent mathematical operations to the techniques used in the surgeries. To obtain the CAD model, educational programs were used for the processing of the CT images of a jaw. Through the development of a program that detects and reduces the edges of the images and introduces these data in the CAD system by using the IGES interface, the mathematical model is built. From the CAD system, using the Rapid Prototyping technology the prototype is generated. This prototype is compared to the one produced by using commercial packages and also to the original jaw. The results are presented and the main sources of errors are discussed in order to validate the procedure.

Keywords: CAD, computed aided surgery, computed tomography, rapid prototyping, reversal engineering.

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO

A década de 80 representou uma significativa mudança na cultura e nos paradigmas para as indústrias em geral. Esta mudança ocorreu devido ao aumento da competitividade, consequência da abertura dos mercados. Portanto, os concorrentes que até este momento eram conhecidos e faziam uma divisão muitas vezes pacífica do mercado local, passaram a enfrentar concorrência de indústrias externas e sentiram que a sua participação neste mercado estava seriamente abalada e ameaçada. Estas indústrias, até então desconhecidas e inofensivas, localizadas do outro lado do mundo tinham preços cada vez mais competitivos para seus produtos e também trouxeram produtos novos ou até mesmo desprezados.

As indústrias sentiram então a necessidade cada vez maior de desenvolver e investir em ferramentas e tecnologias para auxiliá-las a enfrentar esta forte concorrência, e também, desenvolver produtos para novos mercados, diversificando assim a sua participação.

Nesta época houve um grande aumento na utilização dos microcomputadores nas indústrias que, juntamente com a crescente evolução destes equipamentos, motivou o surgimento de tecnologias até então desconhecidas e não imagináveis para a maioria do mundo.

Simultaneamente, começaram a surgir os primeiros programas destinados ao auxílio no desenvolvimento destes novos projetos e produtos, que foram chamados de sistemas CAD, sigla derivada das iniciais do nome em inglês, *Computer Aided Design*, em português projeto auxiliado por computador.

No princípio estes programas permitiam apenas uma evolução das pranchetas utilizadas pelos projetistas e desenhistas fazendo com que os originais dos desenhos fossem armazenados em uma mídia digital e não mais em papel. Nesta fase, podemos denominar estes programas como uma espécie de prancheta eletrônica.

Rapidamente houve uma evolução destes programas, até atingir a fase em que estes permitem o modelamento sólido dos componentes e produtos, ou seja, antes de iniciar a produção de cada componente, existe uma representação matemática e virtual gerada no microcomputador.

Estes modelos virtuais permitem conhecer algumas propriedades relacionadas ao produto sem muitas vezes haver a necessidade da fabricação de um protótipo. Como exemplos, estes modelos virtuais permitem prever a quantidade de matéria prima bruta necessária para chegar ao produto final, simular os tempos de fabricação de componentes, gerar e checar programas para executar operações em máquinas de controle numérico computadorizado (CNC), no caso da indústria de embalagens possibilitam conhecer o volume de produto que um determinado recipiente permite armazenar, dentre outras inúmeras aplicações.

Também como consequência da competitividade, o ciclo de vida dos produtos no mercado foi reduzido, exigindo mais agilidade das indústrias em seus novos projetos. Isto obrigou as indústrias a reduzir cada vez mais o ciclo de desenvolvimento do produto, ou seja, o tempo para que o produto esteja disponível para o consumidor (*"Time to Market"* em inglês).

Como muitas vezes o tempo de produção de um determinado componente era limitado pelas operações de fabricação executadas pelas máquinas, que não permitiam a redução deste tempo, a taxa de utilização destas máquinas foi aumentada utilizando-as vinte e quatro horas por dia, através da criação de um segundo e terceiro turno na produção.

Ainda na etapa de produção, realizaram-se muitas melhorias no fluxo das peças dentro da fábrica buscando a redução do tempo de movimentação destas peças desde a saída de uma operação, em uma

determinada máquina, até que ela esteja disponível na próxima máquina para executar a operação seguinte.

Desta forma praticamente ficaram esgotadas as possibilidades de redução no ciclo de produto durante a fase de produção, pois somente seria possível agora reduzir este tempo com a troca da capacidade industrial instalada, o que exigiria um investimento muito elevado e que muitas vezes não seria viável economicamente.

Tornava-se então necessário buscar novos caminhos para a redução do tempo de desenvolvimento do produto. Teve início uma forte tendência à atuação de forma mais intensa para que fosse reduzido o ciclo de concepção do projeto, buscando ferramentas cada vez mais eficientes.

Uma vez modelado o produto virtualmente através de programas CAD, porque não criar recursos para que seja feito um protótipo físico a partir deste modelo, sem a necessidade de investimentos na fabricação de ferramental e moldes antes da produção efetiva, possibilitando executar melhorias, estudos, alterações e ainda detectar potenciais falhas ainda na fase de concepção do projeto.

Para atender esta demanda, surgiu no ano de 1987 a primeira máquina que produzia protótipos a partir de modelos CAD. Esta máquina foi construída por uma empresa nos EUA e o processo utilizado foi denominado de *Stereolithography*, surgindo desta maneira a prototipagem rápida.

Após o surgimento da *Stereolithography*, outras tecnologias de prototipagem rápida foram criadas. No início os principais usuários desta tecnologia eram as indústrias automobilística e aeroespacial, mas rapidamente os demais segmentos da indústria incorporaram esta tecnologia ao desenvolvimento de seus produtos.

A utilização da prototipagem rápida não parou de crescer e suas principais aplicações nas indústrias são:

- Auxílio visual para engenheiros;
- Modelos funcionais;

- Estudos de montagens e ajustes;
- Estudos ergonômicos;
- Projetos conceituais;
- Modelos para fundição de peças e fabricantes de ferramental.

No início da década de 90, foi introduzida uma nova aplicação para a prototipagem rápida, a utilização de modelos para auxílio na medicina, mais especificamente para o planejamento de cirurgias de deformidades da face.

Antes do surgimento da prototipagem rápida, os cirurgiões elaboravam cuidadosamente o planejamento cirúrgico de cada paciente utilizando suas experiências sobre anatomia adquiridas na dissecação de cadáveres e em exames cuidadosos em exemplares patológicos preservados.

Contudo, como cada paciente é único, existe a necessidade de se conhecer a anatomia específica do indivíduo, antes da operação, através de exames físicos que podem ser suficientes para condições em que a patologia é comum e o cirurgião é experiente.

No caso de patologias complexas, é frequentemente necessária uma informação mais detalhada relacionada à morfologia das estruturas internas para que os cirurgiões tenham uma melhor compreensão. Para obter estas informações anatômicas internas de uma forma não invasiva eles recorrem às imagens médicas.

Com os avanços nas imagens médicas, os cirurgiões puderam contar com um aumento na quantidade de dados sobre o paciente. A interpretação de tais informações tornou-se mais uma especialidade sua, mas por vezes deixaram-no sem saber como melhor aplicá-las para viabilizar a intervenção cirúrgica. Os cirurgiões buscavam entender a exata morfologia da anormalidade relacionada à anatomia da região de interesse, e, a melhor maneira de intervir e corrigir a patologia através da cirurgia.

Entretanto, o relatório radiológico não possuía informações específicas, e a interpretação das imagens levou os cirurgiões a fazerem questões que frequentemente não podiam ser respondidas com facilidade.

Para atender esta deficiência as imagens tridimensionais foram desenvolvidas; elas seriam o elo de comunicação entre os radiologistas e os cirurgiões. Através da utilização das imagens tridimensionais, um grande número de fatias de imagens poderia ser apreciado com muita rapidez de uma única vez. Mas, o termo tridimensional não é uma descrição precisa e verdadeira destas imagens, pois elas ainda eram mostradas em um filme radiológico ou em uma tela plana, e possuíam somente duas dimensões.

A chegada da imagem tridimensional não apenas melhorou a forma de apresentar os dados como também promoveu o desenvolvimento de outras tecnologias úteis para auxiliar os cirurgiões. O ideal seria existir uma exata cópia do paciente, o que poderia permitir uma completa simulação pré-operatória.

O planejamento pré-operatório proporciona uma idéia geral do que deverá ser executado, mas decisões específicas são tomadas durante o decorrer da cirurgia, aumentando drasticamente o seu tempo de duração e consequentemente os riscos aos pacientes.

Outra justificativa para um melhor planejamento pré-operatório é evitar a necessidade de correções durante a cirurgia, pois, a avaliação de uma cirurgia de deformidade da face, ou osteotomia como é tecnicamente chamada, somente é possível após sua execução, o que resulta em um método de tentativa e erro no qual o erro nem sempre é reversível.

O desejo dos cirurgiões por uma preparação mais realista e precisa dos dados, deu início à evolução das imagens tridimensionais, que, juntamente com as ferramentas desenvolvidas para auxílio na concepção de produtos nas indústrias, resultou no desenvolvimento de modelos médicos através da utilização da tecnologia de prototipagem rápida.

“Modelo médico é o termo genérico que descreve a capacidade de reproduzir a morfologia de uma estrutura biológica através de uma

substância sólida. Os modelos médicos são ferramentas notáveis e empolgantes na prática de cirurgias” (D'URSO et al., 1999).

Atualmente, a simulação da cirurgia é realizada em um modelo médico produzido pela tecnologia de prototipagem rápida, mas o alto custo juntamente com o tempo gasto para produzir o protótipo representam uma desvantagem para esta tecnologia.

Segundo CUTTING* et al. & LO** et al. apud WANDER SLOTEN et al. (1996), a simulação da cirurgia neste modelo é um processo destrutivo o que aumenta ainda mais os custos. Também, o resultado de uma simulação depende da eficiência dos modelos físicos, o que geralmente é consequência da qualidade dos dados da imagem.

A alternativa à utilização dos modelos médicos é a simulação da cirurgia auxiliada por computador. CUTTING* et al. apud VANDER SLOTEN et al. (1996) também fez a comparação entre os dois métodos, e, estas desvantagens do modelo médico levaram a seguinte conclusão: “A abordagem mais satisfatória para a simulação da cirurgia é executá-la diretamente sobre um microcomputador”.

Para possibilitar a simulação da cirurgia, utilizando-se o microcomputador, é necessário obter o modelo matemático da deformidade do paciente dentro de um programa CAD, sendo possível realizar operações

* CUTTING, C et al. (1986). Computer-aided planning and evaluation of facial and orthognathic surgery. *Clin. Plast. Surg.*, v. 13, p. 449-462 apud VANDER SLOTEN et al. (1996). Interactive simulation of cranial surgery in a computer aided design environment. *Journal of Cranio-Maxilofacial Surgery*, v. 24, p. 122-129.

** LO, L. J. et al. (1994). Craniofacial computer-assisted surgical planning and simulation. *Clin. Plast. Surg.*, v. 21, p. 501-516 apud VANDER SLOTEN et al. (1996). Interactive simulation of cranial surgery in a computer aided design environment. *Journal of Cranio-Maxilofacial Surgery*, v. 24, p. 122-129.

matemáticas equivalentes àsquelas executadas na cirurgia. Outra vantagem deste método é que caso o procedimento cirúrgico adotado não obtenha sucesso, ele possibilita, quantas vezes for necessário, retornar ao modelo matemático inicial e realizar um novo procedimento sem custo financeiro algum.

Os modelos médicos matemáticos em CAD também podem ser utilizados em estudos, através da análise por Elementos Finitos, para determinar as condições de utilização e características de dimensionamento de partes do paciente, na fabricação de próteses e realização de exames não invasivos a partir da tomografia computadorizada ou ressonância magnética dentre outras aplicações nesta área.

Uma outra utilização do modelo médico matemático em CAD é o desenvolvimento de implantes personalizados. A partir do modelo matemático do paciente é possível determinar o implante necessário para a correção da deformidade, e, do modelo em CAD gerar o programa CAM (*Computer Aided Manufacturing*) utilizado pela máquina com controle numérico computadorizado, CNC, que irá fabricá-lo.

Neste trabalho, serão apresentados dois métodos para obter modelos em prototipagem rápida a partir de imagens de tomografia computadorizada de um objeto. No primeiro método, chamado de método A, serão utilizadas ferramentas disponíveis em um programa específico para a geração de modelos em prototipagem rápida a partir de imagens médicas. Este modelo será então comparado ao objeto inicial. Este programa é muito utilizado, e os modelos gerados possuem uma precisão já comprovada (COELHO & CARVALHO, 2002).

No outro método, denominado método B, serão utilizados programas disponíveis gratuitamente, para uso educacional, no processamento das imagens tomográficas. Os dados das imagens processadas serão transferidos ao sistema CAD através de um programa desenvolvido em linguagem C. Com estes dados no sistema CAD, será construído o modelo matemático utilizado para geração de um modelo em prototipagem rápida.

Finalmente, os modelos, obtidos pelos dois métodos, serão comparados ao objeto inicial verificando a sua precisão. O objetivo desta verificação é validar o modelo matemático CAD, possibilitando a sua utilização em simulações de cirurgias dentro do programa CAD, utilização em estudos e análises por Elementos Finitos, e também, desenvolver próteses personalizadas para correções de deformidades da face.

Capítulo 2

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Existem diversas metodologias para obter modelos médicos a partir de imagens médicas. ODESANYA et al. (1993) utilizaram um método, que obtém um modelo matemático da geometria da superfície de objetos biológicos a partir de dados de fatias da seção transversal, obtidos de imagens médicas.

Estes dados passam por uma etapa intermediária, onde é feita uma seleção dos pontos que definem a borda do objeto a ser reconstruído, mantêm-se aqueles que são significativos para representá-la através de uma curva do tipo *B-spline* cúbica. A redução dos dados de borda resulta na diminuição das exigências computacionais da representação matemática do objeto.

A representação final da superfície é obtida primeiramente conectando-se os pontos selecionados de uma determinada seção às seções adjacentes, formando faces retangulares, e depois, ajustando-se as superfícies emendadas do tipo *B-spline* bicúbica formando assim uma malha de polígonos.

VANDER SLOTEN et al. (1996) fizeram o processamento dos dados da Tomografia Computadorizada de um crânio, com fatias de 1 mm de espessura, no programa MIMICS (comercializado pela Materialise N. V., Heverlee, Bélgica), que possibilita segmentar, isto é, separar os dados da imagem correspondentes à estrutura óssea do crânio.

O ponto de início para a construção do modelo foi um arquivo gerado pelo MIMICS, contendo as coordenadas dos pontos da imagem, *pixels*, que

definem a estrutura óssea nas sucessivas imagens correspondentes a cada fatia.

No momento da leitura destes dados no ANVIL-5000, que foi o sistema CAD utilizado, um programa de filtro dependente da curvatura reduziu a quantidade de pontos segundo o critério de FUJIMOTO & KARIYA (1993). Os pontos restantes ainda passaram por um outro critério, separando aqueles pertencentes ao contorno externo dos pertencentes ao contorno interno.

O resultado deste procedimento foi um conjunto de contornos fechados em diferentes níveis. Estes contornos são intersectados por planos orientados verticalmente, tornando-se uma rede de curvas através das quais o programa CAD pôde calcular superfícies. O procedimento de construção destas superfícies é altamente automatizado, exigindo uma interação do usuário somente em pontos cruciais.

No programa CAD, o usuário pôde fazer a simulação da cirurgia no modelo matemático do crânio utilizando comandos, desenvolvidos no próprio programa CAD, que executam operações equivalentes às várias técnicas cirúrgicas. Estes comandos foram desenvolvidos baseados na abstração da realidade encontrada em salas de operações, e na interação com diversos cirurgiões.

Este módulo dentro do programa CAD permite executar incisões que surgiram através de técnicas que fazem o secionamento do crânio por planos de interseção. Todas estas operações são classificadas dentro de uma técnica básica chamada de osteotomia radial. Estas operações matemáticas dentro do programa CAD são osteotomia, curvatura, rotação, translação, remoção e escavação.

BERRY et al. (1997) obtiveram modelos médicos, em prototipagem rápida, do crânio de uma criança com um ano de idade, diagnosticada como tendo um tumor no crânio, e uma parte de um fêmur adulto, para utilização no auxílio de testes de um quadril artificial no Laboratório de Bioengenharia na Universidade de Leeds.

A aquisição das imagens foi feita por um tomógrafo *Siemens Somaton Plus SCT*, do Hospital Universitário de Leeds, e todas as fatias foram feitas no sentido transversal. O tamanho dos *pixels* das imagens foi 0,44 x 0,44 mm e 0,63 x 0,63 mm, a distância entre as fatias de 1 mm e 3 mm, para o crânio e o fêmur respectivamente. A segmentação destas imagens foi feita utilizando o programa ANALYSE (versão 7.0), que é destinado para o processamento de imagens médicas.

Um programa na linguagem C foi escrito para o pré-processamento dos contornos removendo as interseções e convertendo os dados no formato utilizado pelo programa de domínio público NUAGES, desenvolvido por Benhard Geiger (INRIA, França). Com as ferramentas disponíveis neste programa, foi criada uma representação facetada da superfície.

Um novo programa na linguagem C foi escrito para converter o arquivo de saída do NUAGES em um arquivo no formato STL, que é o formato de entrada da maioria das máquinas de prototipagem rápida.

Na fase final, o modelo médico foi construído em uma Synterstation 2000, que é uma máquina de prototipagem rápida fabricada pela DTM Corporation (Austin, Texas), utilizando pó de *nylon* como material.

O método que EUFINGER et al. (1998) utilizaram, partiu da aquisição dos dados por uma tomografia computadorizada de um paciente com um tumor no crânio. As fatias possuíam *pixels* de 0,75 x 0,75 mm de tamanho e espaçamento de 1,5 mm entre elas.

Em seguida foi feita uma avaliação dos dados das imagens de acordo com as classes de densidade, onde somente foram mantidos os contornos relativos à estrutura óssea.

Um sistema CAD, o STRIM 100 (Matra, Paris, França), foi utilizado para o processo de construção do modelo geométrico tridimensional a partir dos contornos dos ossos, baseado no método "*freeform-surfaces*",

EUFINGER* et al. (1995) & WEHMOLLER** et al. (1995) apud EUFINGER et al. (1998).

Foi utilizada também, uma visualização tridimensional colorida da estrutura óssea de acordo com sua densidade, permitindo uma análise detalhada e a segmentação das regiões atingidas pelo tumor. Desta maneira a extensão do tumor foi determinada e transferida para o modelo CAD com a ajuda de marcas de referência.

O contorno da superfície do implante foi construída com as dimensões do contorno da vizinhança não afetada, de forma que fosse eliminada a protrusão do osso na região afetada pelo tumor. Para auxiliar na determinação do implante, a ferramenta de espelhamento da imagem, comum nos sistemas CAD, também foi utilizada como referência, devido à complexidade da região afetada.

Finalmente, os dados da geometria do gabarito e do implante foram transferidos para a fresadora de controle numérico computadorizado, CNC. O implante foi fresado a partir de um bloco de titânio enquanto que o

* EUFINGER, H. et al. (1995). Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM manipulated CT data. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, v. 23, p. 175-181 apud EUFINGER, H. et al (1997). Single-step fronto-orbital resection and reconstruction with individual resection template and corresponding titanium implant: a new method of computer-aided surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, v. 26, p. 373-378.

** WEHMOLLER, M. et al (1995). CAD by processing of computed tomography data and CAM of individually designed prostheses. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, v. 24, p. 90-97 apud EUFINGER, H. et al (1997). Single-step fronto-orbital resection and reconstruction with individual resection template and corresponding titanium implant: a new method of computer-aided surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, v. 26, p. 373-378.

gabarito foi fabricado em alumínio, que é menos difícil de fresar.

Conhecendo-se a metodologia utilizada por diversos autores, foi possível identificar as etapas necessárias para obter um modelo matemático em um sistema CAD a partir de imagens tomográficas. Nos próximos capítulos serão estudadas cada uma destas etapas, que são: imagens médicas no capítulo 3, processamento de imagens no capítulo 4, redução de dados no capítulo 5, interfaces de sistemas CAD no capítulo 6 e prototipagem rápida no capítulo 7.

Capítulo 3

3 IMAGENS MÉDICAS

3.1 PRINCÍPIOS BÁSICOS

O princípio básico da tomografia computadorizada é reconstruir a estrutura interna de um objeto a partir de múltiplas projeções das seções deste objeto.

Este princípio é ilustrado na FIGURA 3.1, onde o objeto é formado a partir de blocos quadrados, tendo sido cinco deles removidos para formar uma cruz central (FIGURA 3.1(a)). As projeções são obtidas pela medição da radiação transmitida por um feixe de raios-x que atravessa os blocos. Para simplificar, as projeções dos raios que reproduzem a atenuação da radiação são representados pelo número de blocos em cada fileira, sendo que as somas horizontais são mostradas à direita, e, as somas dos raios verticais são mostradas abaixo do objeto (FIGURA 3.1(a)).

Todos os raios são somados, tal como os dois mostrados na FIGURA 3.1(b), formando assim uma reprodução numérica do objeto (FIGURA 3.1(c)) onde os números resultantes da reprodução são 4, 6, 7, 8, 9 e 10. Um valor na escala de cinza é então atribuído a cada número para produzir uma imagem como a mostrada na FIGURA 3.1(d).

A imagem pode ser manipulada para destacar determinadas áreas, isto é, o contraste pode ser ajustado. Por exemplo, a escala de cinza pode ser calibrada para mostrar apenas preto e branco sendo empregada a qualquer ponto ao longo da sequência numérica.

FIGURA 3.1 – Princípio básico da tomografia computadorizada

Na FIGURA 3.1(e), a escala é calibrada no nível 9-10, ou seja, todos os blocos com valor numérico igual a 10 assumem a cor branca, enquanto que todos os outros serão pretos. Como podemos ver na FIGURA 3.1(f), uma perfeita reprodução da FIGURA 3.1(a) é obtida calibrando-se a escala de preto e branco no nível 6-7, onde todos os blocos com valor numérico igual ou superior a 7 têm a cor branca.

Na tomografia computadorizada por raio X, o método de formação das projeções dos raios é diferente da ilustrada, e também, o número de projeções e elementos do quadro é muito maior, mas o princípio é exatamente o mesmo. As projeções dos raios são formadas pela varredura de um fino corte transversal do corpo por um feixe estreito de raios X obtidos através da colimação a partir da fonte. Depois, este feixe é novamente colimado e então a radiação transmitida é medida por um detector de radiação. Este detector é constituído por um cristal de cintilação de bismuto germinado e foto multiplicador que não forma a imagem, somente faz a soma da energia de todos os fótons transmitidos. Os dados numéricos das somas dos múltiplos raios são então processados por um computador, fazendo assim a reconstrução da imagem.

3.2 RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM

Na tomografia computadorizada, uma fatia da seção transversal do corpo é dividida em diversos blocos minúsculos como os mostrados na FIGURA 3.2, sendo então cada um deles atenuado por absorção e espalhamento.

A quantidade de absorção é determinada pela composição atômica e densidade do material atravessado pelo feixe, e também, pelo espectro de energia do fóton do feixe de raios X. Os blocos recebem então um número proporcional ao grau de atenuação do feixe de raios X.

Cada um destes blocos é chamado de *voxels*. A composição e a espessura juntamente com a qualidade do feixe de raios-X é que determina

o grau de atenuação. O coeficiente de atenuação linear, μ , é utilizado para medir a atenuação.

FIGURA 3.2 – Representação matricial de elementos de volume (voxel)

A matemática envolvida não é complexa: no caso mais simples, tem-se apenas um bloco de tecido homogêneo, um voxel isolado, e um feixe de raios-X monocromático (FIGURA 3.3).

FIGURA 3.3 – Bloco de tecido homogêneo

O valor de μ , coeficiente de atenuação linear, é calculado através da equação. (3.1).

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu \cdot X} \quad (3.1)$$

Onde:

$e \equiv$ base do logaritmo natural (2,718)

$N_0 \equiv$ o número de fótons emitidos

$N \equiv$ o número de fótons transmitidos

$x \equiv$ a espessura

Todas estas variáveis podem ser definidas. O coeficiente de atenuação linear é a única variável desconhecida na equação, e para a determinação deste coeficiente obtêm-se a equação (3.2).

$$\mu = -\frac{1}{x} \cdot \ln\left(\frac{N}{N_0}\right) \quad (3.2)$$

Se dois blocos de tecidos com diferentes coeficientes de atenuação linear estiverem posicionados na trajetória do feixe (FIGURA 3.4), o problema torna-se pouco mais complexo:

FIGURA 3.4 – Blocos de tecidos não homogêneo

Assim, a equação possui duas incógnitas, μ_1 e μ_2 , e é escrita na forma da equação (3.3).

$$N = N_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_2)x} \quad (3.3)$$

Os valores de μ_1 e μ_2 não podem ser determinados sem uma informação adicional; pelo menos mais uma equação, contendo informações diferentes da primeira, é necessária. É preciso ter uma equação independente para cada incógnita da amostra para que se possa encontrar o valor de cada uma das incógnitas.

As equações independentes adicionais são obtidas examinando os blocos em diferentes direções. Neste caso, o número de blocos é incrementado para quatro, de forma que cada leitura representa a combinação de dois blocos conforme FIGURA 3.5.

FIGURA 3.5 – Blocos examinados por várias direções

Tem-se agora quatro incógnitas, mas também é possível construir quatro equações diferentes conforme equação (3.4).

$$\begin{aligned}
 N_1 &= N_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_2)x} \\
 N_2 &= N_0 \cdot e^{-(\mu_3 + \mu_4)x} \\
 N_3 &= N_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_3)x} \\
 N_4 &= N_0 \cdot e^{-(\mu_2 + \mu_4)x}
 \end{aligned} \tag{3.4}$$

Esta matriz parece ideal, mas as equações só podem ser resolvidas, para o valor do coeficiente de atenuação linear, com o auxílio de um computador. Este é exatamente o mesmo princípio aplicado à tomografia computadorizada, mas com um número de incógnitas muito maior.

Em geral, a densidade do objeto varrido não é uniforme, portanto, deve-se dividi-lo em incrementos suficientemente pequenos, onde se pode considerar esta densidade como sendo uniforme (FIGURA 3.6).

Como foi visto, a espessura do corte para cada elemento de volume no conjunto é constante, logo, cada elemento deste conjunto pode ser considerado como um *pixel* no terminal de vídeo.

FIGURA 3.6 – Arranjo de elementos de volume

Assumindo que o coeficiente de atenuação linear μ no primeiro elemento da FIGURA 3.6 seja μ_1 , o número de fótons transmitidos é calculado pela equação (3.5).

$$N_1 = N_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot L} \quad (3.5)$$

Onde:

$L \equiv$ dimensão do elemento de volume.

O número de fótons transmitidos N_1 , é o número de fótons emitidos para o segundo elemento de volume (coeficiente de atenuação μ_2). Portanto, o número de fótons transmitidos pelo segundo elemento pode ser escrito conforme a equação (3.6).

$$N_2 = N_1 \cdot e^{-\mu_2 \cdot L} \quad (3.6)$$

Substituindo a equação (3.5) na equação (3.6), obtêm-se a equação (3.7).

$$N_2 = (N_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot L}) \cdot e^{-\mu_2 \cdot L} = N_0 \cdot e^{-L \cdot (\mu_1 + \mu_2)} \quad (3.7)$$

Resolvendo-se para todos os n elementos contidos na FIGURA 3.6, tem-se a equação (3.8).

$$N_n = N_0 \cdot e^{-L \cdot (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n)} \quad (3.8)$$

Resolvendo-se a soma dos coeficientes de atenuação linear para todos os n elementos de volume resulta na equação (3.9).

$$\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n = -\frac{1}{L} \cdot \ln \left(\frac{N_n}{N_0} \right) \quad (3.9)$$

Onde:

$N_0 \equiv$ número de fótons emitidos

$N_n \equiv$ número de fótons transmitidos do n-ésimo elemento

$L \equiv$ comprimento

$\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n \equiv$ somatório dos coeficientes de atenuação linear = $\sum \mu_i$

Com coleta da $\sum \mu_i$ nas diferentes direções, as equações resultantes são resolvidas individualmente, obtendo-se cada um dos coeficientes de atenuação linear. Entretanto, resolver este grande número de equações simultaneamente levaria muito tempo, logo, uma técnica diferente é utilizada, chamada convolução ou retroprojeção.

Como exemplo, é mostrado o sistema de varredura original da *Electric Musical Instruments* (EMI), FIGURA 3.7, onde a matriz no computador contém 80 linhas por 80 colunas, ou seja, 6400 elementos da figura. Cada medida de transmissão grava a combinação de 80 coeficientes de atenuação linear.

FIGURA 3.7 – Varredura no aparelho original EMI

A equação é muito maior, mas tem exatamente o mesmo formato, conforme equação (3.10).

$$N = N_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_{80})} \quad (3.10)$$

Para resolver esta equação devem-se tomar as leituras de transmissão em pelo menos duas direções diferentes, da mesma maneira que foi feita para os exemplos mais simples. O número de equações e incógnitas agora é de pelo menos 6400. Na unidade original EMI foram tomadas 28800 leituras (160 leituras lineares a cada 180°).

Um difusor varredor de feixe pode tomar entre 1.000.000 e 2.000.000 leituras. Mais projeções e linhas coletadas correspondem a mais equações, consequentemente, os voxels podem ser ainda menores. Uma equação como a equação (3.10) pode ser construída para cada uma das leituras. Embora RADON tenha compreendido os princípios matemáticos em 1917, não pôde colocar o seu conhecimento em prática, pois a matemática era tão repetitiva e longa que antes do surgimento dos computadores levariam-se anos para que uma única imagem fosse construída.

3.3 SENSITOMETRIA

A sensitometria ou sensibilidade em radiografia convencional, pode ser considerada a relação entre a variável de saída (densidade) como função da variável de entrada (exposição).

Na tomografia computadorizada, o sistema basicamente procura calcular o logaritmo da transmissão de raios-x, coeficiente de atenuação linear, de cada elemento de volume do objeto que está sendo varrido. Portanto, pode-se definir sensitometria em tomografia computadorizada como a relação entre a variável de saída, que é o número de tomografia computadorizada ou HU, e a variável física de entrada, que corresponde ao coeficiente de atenuação linear efetivo determinado pela reconstrução do logaritmo da medida de transmissão de raios X.

Os sistemas modernos têm uma escala expandida, empregando uma constante de ampliação de 1000. As manipulações envolvidas na determinação de um número de HU, (GUILARDI NETO, 1986) e (SPRAWLS, 1987), estão expressas na equação. (3.11).

$$HU = K \cdot \frac{\mu_p - \mu_a}{\mu_a} \quad (3.11)$$

Onde:

$K \equiv$ constante de ampliação

$\mu_p \equiv$ coeficiente de atenuação linear do "pixel" envolvido

$\mu_a \equiv$ coeficiente de atenuação linear da água

Na equação (3.11) verifica-se que independentemente da constante de ampliação, o valor de HU é zero para a água e -1000 para o ar, atenuação aproximadamente zero, quando K for igual a 1000. Os valores de HU são apresentados na FIGURA 3.8.

O número da variação do coeficiente de atenuação linear, ou seja, HU calculado, é representado por uma tonalidade de cinza, no caso do monitor ser preto e branco, ou uma cor específica no caso deste ser colorido.

FIGURA 3.8 – Valores de HU para alguns materiais biológicos

Capítulo 4

4 PROCESSAMENTO DE IMAGENS

As técnicas de processamento transformam uma imagem capturada em uma outra imagem processada (JAIN et al., 1995). Este processamento pode ser uma filtragem da imagem capturada fornecendo uma imagem sem ruído; uma correção de uma imagem borrada originária de uma filmagem fora de foco, uma ampliação de uma determinada parte da cena, ou até mesmo a obtenção de informações como tamanho, posicionamento, orientação ou a extração das bordas dos objetos de uma cena.

FIGURA 4.1 – Método utilizado para obtenção de contorno

A FIGURA 4.1, mostra a imagem de um paciente obtida através de um aparelho de tomografia computadorizada; em seguida ela é processada para que o contorno da região de interesse seja extraído.

4.1 DISCRETIZAÇÃO DA IMAGEM

No processo de aquisição da imagem, ela é quadriculada por um *grid* regular, FIGURA 4.2. Cada *pixel*, ou célula, deste *grid* é descrita por um par

de coordenadas (i, j) relativas ao referencial posicionado no canto superior esquerdo da imagem.

FIGURA 4.2 – Discretização da imagem em uma matriz

Desta forma, a imagem pode ser escrita na forma de uma matriz, onde cada elemento está associado a um *pixel* e assume um valor que descreve a cor média da área da imagem por ele representada. Seguindo o padrão RGB, este valor representa uma combinação das cores primárias: vermelho (*Red*), verde (*Green*) e azul (*Blue*).

Assim um *pixel* é descrito por três parcelas, onde cada uma delas é ocupada por no mínimo um *byte*, hexadecimais que representam a contribuição de cada cor primária. Na FIGURA 4.3 é possível visualizar três *bytes*, que são correspondentes a um *pixel*.

FIGURA 4.3 – Padrão RGB para representação das cores dos *pixels*

Um *pixel* puramente vermelho, ou puramente verde ou puramente azul é respectivamente representado pelos valores da FIGURA 4.4. Outras combinações são mostradas na FIGURA 4.5.

FIGURA 4.4 – Representação hexadecimal das cores primárias: vermelho, verde e azul (respectivamente)

FIGURA 4.5 – Representação hexadecimal para combinação das cores primárias

Em uma imagem preta e branca, as cores são substituídas por uma escala de cinza. Nesta escala, todas as parcelas primárias assumem o mesmo valor, originando os vários tons de cinza. Já que os *pixels* não são compostos pelas parcelas RGB, os tons de cinza são representados apenas por um byte hexadecimal, FIGURA 4.6.

FIGURA 4.6 – Representação hexadecimal para combinação das cores primárias

Como a escala de cinza pode ser representada por apenas um valor, torna-se cômodo a utilização de valores decimais. Assim, para as cores mostradas na FIGURA 3.6, poder-se-ia utilizar os valores 0 para o preto, 255 para o branco e 80 e 158 para os tons de cinza.

O aparelho utilizado para adquirir as imagens do exame de tomografia computadorizada apresentada na FIGURA 4.1, utiliza imagens em tons de cinza. Logo, esta simplificação nada reduz a funcionalidade do sistema.

4.2 DETECÇÃO DO CONTORNO DO OBJETO

O processamento digital visa estimar propriedades de objetos em uma cena. O contorno ou borda de um objeto pode ser uma destas propriedades, sendo identificado a partir de uma mudança significativa no valor dos *pixels* locais.

Os algoritmos de detecção de bordas visam exatamente levantar o conjunto de *pixels* presentes nestas regiões de alteração brusca de intensidade (SCHALKOFF, 1989). Estes algoritmos apresentam três passos básicos:

Filtragem: Como os algoritmos são baseados em diferenças calculadas sobre apenas dois pontos, eles são muito sensíveis ao ruído. Neste caso, uma prévia filtragem da cena é recomendável para amenizar este efeito e melhorar a performance do algoritmo. Porém, os filtros provocam uma suavização da imagem como um todo, o que também reduz o contraste das bordas. A aplicação de um filtro muito forte pode eliminar os ruídos, mas também pode disfarçar as bordas.

Segmentação da imagem: Para facilitar a detecção da borda, é essencial que se faça o agrupamento dos *pixels* referentes a uma região de interesse, separando-a do restante da imagem. Através de um algoritmo de crescimento de região por agregamento de *pixels*, obtém-se uma imagem binária, isto é, o objeto na cor branca sobre um fundo preto, que é fundamental para a etapa seguinte.

Detecção de bordas: Nesta etapa, são determinados apenas os pontos que representam a borda. A partir de uma imagem binária, serão destacados somente os pontos que representam a fronteira do objeto sobre o fundo, ficando o interior do objeto da mesma cor do fundo.

4.2.1 PROCESSOS DE FILTRAGEM

Uma imagem adquirida por um aparelho de tomografia computadorizada ou outro sistema pode apresentar ruído, variações de intensidade e iluminação e contraste fraco. Estes fatos prejudicam um

eventual processo de detecção de borda. A aplicação dos filtros visa remover estes ruídos, preparando a imagem para um processamento posterior.

4.2.2 SEGMENTAÇÃO DA IMAGEM

A segmentação da imagem tem como objetivo dividir a imagem em regiões que distinguem objetos de interesse, identificando e separando estas regiões. Uma das técnicas utilizadas para destacar a região de interesse é o “Crescimento de Região por Agregação de *Pixels*” (*Region Growing by Pixel Agregation*) que é baseada na similaridade dos valores de níveis de cinza. A abordagem desta técnica é fundamentada no limiar ou *thresholding*, da palavra em inglês, no crescimento da região de interesse e no destacamento desta com relação as demais.

O crescimento de região por agregação de *pixels* é um procedimento que reúne um conjunto de *pixels* formando regiões. Esta agregação de *pixels* tem início com a determinação de um ponto chamado de “semente”, a partir do qual a região cresce pela união de pontos vizinhos cujas propriedades, níveis de cinza, sejam similares.

A similaridade das propriedades dos pontos vizinhos é determinada pelo *thresholding*, que é a determinação de uma faixa de variação para os valores de níveis de cinza, onde os *pixels* que estiverem dentro desta faixa são classificados como pertencentes à região de interesse

Considerando os números dentro das células como sendo os valores que representam os níveis de cinza de uma imagem contendo oito níveis de cinza, ou seja, os valores variam de 0 até 7, FIGURA 4.7(a); selecionando um ponto, de coordenadas (3,2), como “semente”, tem-se como resultado uma segmentação consistida de, no máximo, duas regiões, sendo a primeira associada à “semente” e a segunda região associada aos demais pontos.

	1	2	3	4	5
1	0	0	5	6	7
2	1	1	5	8	7
3	0	1	6	7	7
4	2	0	7	6	6
5	0	1	5	6	5

(a)

0	0	1	1	1
0	0	1	1	1
0	0	1	1	1
0	0	1	1	1
0	0	1	1	1

(b)

FIGURA 4.7 – Crescimento de Região por Agregação de *Pixels*

A propriedade utilizada, para que o *pixel* faça parte da região 1, é que a diferença absoluta entre o nível de cinza do *pixel* “semente” e o *pixel* que está sendo analisado seja menor que um limiar pré estabelecido. A FIGURA 4.7(b) mostra o resultado obtido por este processo utilizando-se um limiar de valor 3, ou seja, todos os valores de níveis de cinza que estiverem entre 0 e 4 fazem parte da primeira região 1 e são denotados pelo número 0, enquanto que os demais valores de níveis de cinza estão classificados na segunda região e são representados pelo número 1.

Deve-se tomar cuidado na seleção dos pontos de início ou “sementes”, para que eles representem corretamente as regiões de interesse, bem como no critério de inclusão dos pontos que serão agregados a este durante o processo de crescimento. Outro cuidado que deve ser

tomado é na determinação do critério de parada, que está ligado diretamente ao valor adotado para o “limiar”. Portanto, qualquer engano nestes critérios, pode ter como consequência resultados falsos.

4.2.3 DETECÇÃO DE BORDAS

No caso das imagens tomográficas, onde a segmentação da imagem já foi feita, o método utilizado é o do “Vizinho Mais Próximo” (*Nearest Neighbor*), um método simples e rápido para detecção da borda.

Para uma melhor compreensão do método, é necessário primeiramente conhecer os conceitos de *vizinhança4* e de *vizinhança8* que é utilizado na determinação da borda da região de interesse. A *vizinhança4* faz a análise dos *pixels* localizados imediatamente acima ($[i-1,j]$), abaixo ($[i+1,j]$), à esquerda ($[i,j-1]$) e à direita ($[i,j+1]$) do *pixel* que está sendo analisado ($[i,j]$), FIGURA 4.8(a).

Já a *vizinhança8* faz uma análise dos *pixels* localizados imediatamente acima ($[i-1,j]$), abaixo ($[i+1,j]$), à esquerda ($[i,j-1]$), à direita ($[i,j+1]$) e também dos quatro pontos diagonais ($[i-1,j-1]$, $[i-1,j+1]$, $[i+1,j-1]$ e $[i+1,j+1]$) do *pixel* em questão ($[i,j]$), FIGURA 4.8(b).

FIGURA 4.8 – Definição do conceito de *vizinhança4* (a) e *vizinhança8* (b)

A imagem a ser rastreada já se encontra binarizada, ou seja, todos os *pixels* pertencentes ao fundo da cena possuem o valor “0”, enquanto que os *pixels* pertencentes a região de interesse possuem o valor “1”.

FIGURA 4.9 – Método do Vizinho Mais Próximo

O algoritmo do método do Vizinho Mais Próximo percorre toda a imagem da esquerda para a direita e de cima para baixo, FIGURA 4.9, até encontrar o primeiro ponto que satisfaz as condições impostas para a borda, descritas na equação (4.1). Este ponto necessariamente deve pertencer à região de interesse, e, ao mesmo tempo não deve estar localizado no interior do objeto conforme equação (4.2).

$$h[i, j] = 1 \quad (4.1)$$

$$\sum \text{vizinhança 4 de } h[i, j] \neq 4 \quad (4.2)$$

Determinado o primeiro ponto que satisfaz a condição de borda, o método percorre a *vizinhança 8* até que seja definido o próximo ponto que constitui a borda (FIGURA 4.10), ou seja, aquele que satisfaça novamente às equações (4.1) e (4.2).

Este procedimento repete-se até que toda a borda seja detectada, atingindo assim o ponto de início, como pode-se ver o resultado na FIGURA 4.11

FIGURA 4.10 – Sequência do algoritmo para o Vizinho Mais Próximo

FIGURA 4.11 – Resultado do algoritmo do Vizinho Mais Próximo

Capítulo 5

5 REDUÇÃO DE DADOS

A quantidade de dados e informações contidos nos arquivos resultantes da detecção do contorno da região de interesse, processados a partir da Tomografia Computadorizada, causa algumas dificuldades para os sistemas CAD.

Os pontos correspondentes aos *pixels* que formam a borda são apenas imagens, e grande parte destes pontos podem ser desprezados sem comprometer a reconstrução do contorno no sistema CAD. Estes sistemas constróem as bordas através de funções complexas que descrevem a forma suavizada de um objeto com precisão, sendo necessário apenas manter os pontos correspondentes a uma alteração significativa da borda.

5.1 REDUÇÃO DE DADOS NÃO SEQUENCIAL

No método de redução de dados não sequencial, PRATT* apud FUJIMOTO & KARIYA (1993), é necessário ao sistema que processa o algoritmo armazenar na memória todos os pontos de entrada antes de executar qualquer operação de redução de dados. Isto resulta em tempos de processamento relativamente maiores, porém permite um bom controle da distância entre os pontos analisados.

Pelos pontos de entrada $P_{entr} = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}$, é traçada uma linha de

* PRATT, W. K. (1975). Digital Image Processing. Willey, New York apud FUJIMOTO, M.; KARIYA, K. (1993) An improved method for digitized data reduction using the angle parameter. *Measurement*, v. 12, p. 113-122.

(a)

(b)

(c)

(d)

FIGURA 5.1 – Redução de dados não sequencial

base $L_1 = \{p_1, p_3\}$; é feita então a verificação da distância d_2 entre o ponto p_2 e perpendicular à linha de base L_1 , FIGURA 5.1(a). O valor de d_2 é comparado com um valor d_T , que é uma tolerância informada inicialmente ao sistema. Caso a distância d_2 seja menor que esta tolerância, uma nova linha de base $L_1 = \{p_1, p_4\}$ é traçada e, novamente, são verificadas as distâncias d_2 e d_3 perpendiculares a esta nova linha de base, FIGURA 5.1(b).

Este procedimento é repetido até que uma das distâncias seja maior que a tolerância informada ao sistema, d_T , conforme FIGURA 5.1(c). Quando este ponto é encontrado, ele é denominado não redutível, ou seja, ele será mantido no arquivo de saída, pois indica uma significativa alteração na forma da borda. É traçada, então, a linha de base $L_1 = \{p_1, p_m\}$ e todos os pontos entre p_1 e p_m são eliminados, como pode-se ver na FIGURA 5.1(d).

O procedimento somente é interrompido após o algoritmo examinar todos os pontos e atingir o primeiro ponto analisado.

5.2 REDUÇÃO DE DADOS SEQUENCIAL UTILIZANDO UM PARÂMETRO ANGULAR FIXO

No método de redução de dados sequencial, FUJIMOTO & KARIYA* apud FUJIMOTO & KARIYA (1993), o sistema processa um grupo determinado de pontos em cada etapa de análise, armazenando assim, na memória, uma quantidade limitada de pontos, ao contrário dos métodos não sequenciais, exigindo uma capacidade de memória menor do sistema, e também, reduzindo o tempo de processamento.

O ângulo θ_i de um determinado ponto de entrada da linha de base $L_j = \{p_s, p\}$ é utilizado para julgar se aquele ponto dever ser eliminado,

* FUJIMOTO, M.; KARIYA, K. (1987). A data reduction method for small segment. *Proc. Joint Conf. by 4 Electrical Societies in Chugoky area*. p. 243 apud FUJIMOTO, M.; KARIYA, K. (1993). An improved method for digitized data reduction using na angle parameter. *Measurement*, v. 12, p. 113-122.

FIGURA 5.2(a). O ângulo θ_i do ponto p_i da linha de base L_j é definido conforme equação 5.1.

$$\theta_i = \pi - \langle p_s p_t p_i \rangle \quad (5.1)$$

(a)

(b)

(c)

FIGURA 5.2 – Redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular fixo

Quando ocorrer a condição da equação 5.2, sendo que θ_T é o ângulo de tolerância informado ao sistema inicialmente, o ponto p_{i-1} fará parte do

conjunto de pontos mantidos no arquivo de saída, ou seja, ele é um ponto não redutível, FIGURA 5.2(b).

$$\theta_i > \theta_T \quad (5.2)$$

Agora, na sequência do processamento, uma nova linha de base $L_{j+1} = \{p_b, p_{i-1}\}$ é traçada, e o próximo ponto de entrada p_i verificado conforme a equação 5.2. Se o ângulo θ_{i+1} obedece a condição imposta na equação 5.2, ele torna-se um ponto não redutível e uma nova linha de base $L_{j+2} = \{p_{i-1}, p_i\}$ é traçada; desta forma, o próximo ponto a ser analisado é o p_{i+1} , e assim sucessivamente, FIGURA 5.2(c).

Para efeitos de processamento, este método requer que apenas quatro pontos sejam armazenados, os pontos p_s e p_t para a linha de base L_j , o ponto p_{i-1} recentemente processado e o ponto complementar em processamento p_i .

5.3 REDUÇÃO DE DADOS SEQUENCIAL UTILIZANDO UM PARÂMETRO ANGULAR APERFEIÇOADO

O método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular fixo não permite um controle da distância máxima ($d_{m\acute{a}x}$) entre os pontos anteriores à aplicação do algoritmo e os pontos que fazem parte do arquivo de saída.

Detectou-se, através de experimentos em sistemas CAD, que existe uma relação na construção de arcos e linhas suavizadas entre a distância máxima, $d_{m\acute{a}x}$, e o ângulo de tolerância θ_T , sendo complexa, portanto, a otimização do ângulo de tolerância para qualquer conjunto de pontos de entrada.

No método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular aperfeiçoado, FUJIMOTO & KARIYA (1993), o ponto q_j , que é um ponto não redutível, é obtido utilizando-se os pontos não redutíveis mais recentemente processados, q_{j-1} e q_{j-2} , para a construção de uma linha de base FIGURA 5.3(a).

A equação (5.3) é utilizada para julgar se o ponto em questão deve ser eliminado ou mantido, sendo p_i o ponto analisado atualmente, o valor de d_T é a tolerância informada inicialmente ao sistema, e $\overline{p_t p_i}$, a distância entre os pontos p_t e p_i .

$$\overline{p_t p_i} \sin(\pi - |\angle p_s p_t p_i|) < d_T \quad (5.3)$$

Onde p_s , p_t e p_i satisfazem respectivamente as equações (5.4), (5.5) e (5.6).

$$p_s = q_{j-2} \quad (5.4)$$

$$p_t = q_{j-1} \quad (5.5)$$

$$p_i = p_{(t+1, t+2, \dots, t+n)} \quad (5.6)$$

Os pontos p_{i-1} são eliminados até que um ponto p_i que satisfaz a equação (5.3) seja encontrado. Então, o ponto p_{i-1} é mantido no arquivo de saída tornando-se o ponto q_j . Desta forma, o processo continua, sendo os pontos p_s e p_t correspondentes respectivamente às equações (5.7) e (5.8), FIGURA 5.3(b).

$$p_s = q_{j-1} \quad (5.7)$$

$$p_t = q_j \quad (5.8)$$

Pode-se também estabelecer um ângulo de tolerância, θ_T , pela equação (5.9), que tem relação com d_T , e compará-lo com o ângulo θ_i que o ponto em questão, p_i , faz com a linha de base traçada entre os pontos q_{j-1} e q_j , equação (5.10). Logo, os pontos em que $\theta_i \leq \theta_T$ são aqueles que devem ser eliminados.

$$\theta_T = \arcsen(d_T / \overline{p_t p_i}) \quad (5.9)$$

$$\theta_i = \pi - |\angle p_s p_t p_i| \quad (5.10)$$

Portanto, a distância d_i do ponto p_i do segmento $\overline{p_s p_t}$ é calculada pela equação (5.11), a qual prova que a distância d_i de um ponto eliminado está sempre dentro da tolerância d_T dada.

(a)

(b)

FIGURA 5.3 – Redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular aperfeiçoado

$$d_i = \overline{p_i p_t} \cdot \text{sen } \theta_i \leq \overline{p_i p_t} \cdot \text{sen } \theta_T = d_T \quad (5.11)$$

Devido às características do algoritmo, os pontos iniciais p_1 , p_2 e também o último ponto processado, p_n , fazem parte do arquivo de saída, pois é impossível eliminá-los.

Apesar deste método necessitar de um esforço computacional maior para calcular a equação (5.9) comparado ao método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular fixo, este esforço é inferior ao necessário para os métodos não sequenciais.

Capítulo 6

6 INTERFACES DE SISTEMAS CAD

“Uma interface pode ser considerada como um conjunto de condições, regras e convenções as quais descrevem a troca de informações entre dois objetos que se comunicam” (REMBOLD). Este objeto pode ser um *software*, um *hardware* ou até mesmo processos de fabricação.

Desde que teve início a utilização do computador como uma ferramenta de auxílio em projeto, planejamento e controle de operações de fabricação, foi detectada a necessidade de fazer a troca de dados entre os vários sistemas de *softwares* e *hardwares*; logo, esta interface tornou-se tema de muitos estudos.

Os primeiros sistemas de planejamento e controle por computador foram desenvolvidos e configurados para aplicações específicas e dedicadas, portanto, era extremamente difícil, e até muitas vezes impossível, utilizar os dados de módulos de *hardwares* e *softwares* desenvolvidos em uma determinada empresa nos sistemas de planejamento e controle de uma outra empresa, ou até mesmo dentro da própria empresa.

O conceito básico das interfaces de sistemas é fazer com que as informações contidas nos diversos sistemas existentes nas empresas, estejam disponíveis para serem utilizados pelos diferentes *softwares* e *hardwares*.

Para solucionar estes tipos de problemas iniciaram-se as atividades de padronização das interfaces de sistemas, pois era necessário também que estas interfaces estivessem disponíveis no mundo inteiro; logo, estes padrões começaram a ser utilizados intensamente nas indústrias em que o

uso do computador foi adotado como ferramenta de auxílio no processo produtivo.

As informações existentes nos arquivos que devem ser convertidas pelas interfaces são consistidas de dados, textos, dimensões dos desenhos, geometrias e modelos do produto que são necessários durante todo o ciclo de desenvolvimento do produto.

Também é desejável que o sistema padronizado de troca de dados comunique-se com os sistemas de planejamento e controle da produção. A adaptação de protocolos, formatos de dados e taxa de transmissão de dados são feitos pelas interfaces que devem possuir compatibilidade e também assegurar que a forma básica das informações trocadas seja mantida.

Em síntese, esta conversão de dados possibilita uma integração entre os dados gerados na fase de projeto e a sua utilização pelos sistemas de planejamento, controle, produção, e também, por clientes e fornecedores.

Existem alguns requisitos básicos que uma interface padronizada deve ser capaz de atender, tais como:

- A interface deve ser capaz de preservar todas as informações indispensáveis para a fabricação do produto;
- Nenhuma informação geométrica poderá ser perdida quando os dados são transferidos entre os diferentes sistemas, em outras palavras, deve ser possível manter as formas geométricas que constituem o objeto no arquivo durante a conversão;
- O sistema deve ser eficiente, permitindo a manipulação das necessidades do sistema de fabricação em tempo real;
- O sistema deve ser aberto, permitindo assim acrescentar extensões e simplificações;
- O sistema deve prever a adaptação à outros padrões;

- O sistema deve ser totalmente independente de *softwares* e *hardwares* utilizados tanto no computador quanto na comunicação, isto é, deve ter portabilidade;
- As entidades manipuladas devem preservar o mínimo de informações necessárias;
- Deve ser possível desenvolver outras aplicações para o padrão, permitindo assim eliminar retrabalhos em outras etapas de produção e até mesmo possibilitar redução de custos;
- O sistema deve ser capaz de obter dados da produção;
- A interface deve ser compatível com o controle da estrutura hierárquica, possibilitando até incrementar dados utilizados na fase de produção;
- Procedimentos de teste devem ser fornecidos para verificar a eficiência e precisão da transmissão de dados.

Portanto, as interfaces são as pontes para que seja aplicado o conceito de manufatura integrada, ou seja, podem-se utilizar as informações contidas no modelo feito em CAD, criado ainda na etapa de concepção do produto, nas demais etapas de desenvolvimento do produto, e também, pode-se utilizar estas informações para fazer o planejamento e acompanhamento destas etapas.

6.1 *INITIAL GRAPHICS EXCHANGE SPECIFICATION*

O *Initial Graphics Exchange Specification*, ou IGES como é chamado pelos seus usuários, foi o primeiro formato de interface padronizado desenvolvido para mostrar o conceito de comunicação de dados entre diferentes sistemas CAD. O IGES é uma interface muito utilizada pelas empresas

Este formato surgiu devido à grande necessidade de integração de programas dedicados ao projeto, análise e fabricação e também com o ambiente de fabricação.

Inicialmente, este formato era visto apenas como um arquivo para fazer a interface de dados entre dois programas CAD, mas as necessidades dos usuários cresceram, e o padrão está evoluindo buscando uma estrutura de banco de dados inteligente. Isto faz com que ele seja dinâmico e ajustável atendendo as necessidades de futuras aplicações e dados do produto.

6.1.1 DESCRIÇÃO

O IGES é um banco de dados neutro, na forma de um arquivo que descreve uma relação de dados de modelamento de um determinado produto, fazendo com que este arquivo seja lido e interpretado por diversos programas CAD.

O arquivo contém informações das entidades utilizadas na construção do modelo do produto, os parâmetros necessários para a defini-las e também as possíveis relações entre as entidades do modelo.

A principal informação contida no modelo feito no CAD, e também no arquivo IGES, é a entidade, ou seja, todos os dados que definem o produto são expressos por uma lista de entidades pré-definidas.

Estas entidades são classificadas em geométricas e não geométricas. As entidades geométricas são aquelas que representam a forma do objeto (produto) e inclui sólidos, superfícies e curvas, inclusive as relações que possam existir entre os parâmetros destas diversas entidades.

Já as entidades não geométricas proporcionam o enriquecimento da representação, incluindo anotações, linhas de centro, notas, simbologia, indicações de cortes/vistas, características (tipos de linhas e fontes de texto, cores, níveis utilizados), propriedades de massa/volume, referências externas utilizadas para montagens e também macros que definem objetos paramétricos.

O padrão IGES reservou as entidades de número 1 até 599 e de 700 até 5000 para utilizações específicas. Já as entidades de 600 até 699 e 10000 até 99999 são destinadas para entidades a serem definidas pelos

usuários em casos específicos, permitindo ao padrão atuar como um formato de arquivo no qual o sistema de origem e destino seja o mesmo. A numeração restante, ou seja, do número 5001 até 9999 estão reservadas para entidades definidas pelo usuário através de macros.

Em resumo, o IGES nada mais é que um documento que descreve aquilo que deve estar dentro do arquivo de dados; portanto, os fabricantes de programas CAD, e também as companhias especializadas em transferência de bancos de dados, devem escrever programas para que seus sistemas sejam traduzidos para o padrão IGES e vice-versa.

Este programa que traduz o formato do banco de dados nativo de um determinado sistema CAD para o padrão IGES é chamado de pré processador, e o programa que faz o caminho inverso é o pós processador. Destes programas, chamados de tradutores, é que depende o sucesso de uma interface.

6.1.2 ESTRUTURA E FORMATO DO ARQUIVO IGES

Um sistema CAD, que suporta o padrão IGES, permite ao usuário dois comandos. Um deles habilita o usuário a exportar um modelo criado neste sistema para um arquivo no formato IGES. Este comando acessa o pré-processador. O outro comando, acessa o pós-processador e importa o arquivo no formato IGES para um sistema CAD específico.

Cada um destes comandos solicita que o usuário forneça informações que possibilitarão a interpretação do arquivo IGES, que está sendo gerado pelo pós processador. Estas informações também permitirão ao usuário importar diversos arquivos IGES para um único arquivo do seu sistema CAD.

As informações que o comando que exporta solicita ao usuário são: nome do arquivo (que é opcional), o nome do objeto/modelo a ser convertido, o nome do arquivo IGES que será gerado, os dados relacionados às seções de início e global do formato do arquivo padrão e também um arquivo de registro de erros.

O arquivo de registro de erros lista as entidades que não foram processadas com sucesso, fazendo com que o usuário possa rapidamente inspecionar o arquivo e determinar a eficiência da conversão.

Por outro lado, o comando que importa o IGES exige do usuário apenas os nomes do arquivo IGES, objeto/modelo a ser criado e, algumas vezes, do arquivo de registro de erro.

Apenas com o conhecimento destes dois comandos e lendo as documentações relacionadas não é possível compreender ou editar este arquivo, sendo para isto necessário o conhecimento da estrutura e do formato do arquivo IGES.

O arquivo IGES possui uma sequência de registros que representa cada uma das entidades que compõem o objeto a ser convertido no formato padrão. Este arquivo pode ser representado por três maneiras diferentes: binária, ASCII e ASCII comprimida.

No formato ASCII, o arquivo todo é composto de linhas contendo 80 caracteres, divididas em seções onde os registros são rotulados e numerados. Os dados relativos ao padrão IGES são escritos nas colunas de 1 até 72 (inclusive), na coluna 73 é gravado o caracter de identificação da seção e nas colunas de 74 até 80 estão reservadas para a seção do número sequencial de cada registro daquela seção.

O arquivo IGES é consistido por seis seções, as quais devem aparecer na ordem em que são apresentadas:

- **Seção de Flag:** o caracter de identificação é a letra "F". Na forma binária esta seção é utilizada para identificar a forma do arquivo, e, no primeiro byte (de 8 *bits*) tem o caracter "B" para identificar o arquivo. Esta seção não é opcional no formato ASCII;
- **Seção de Início:** representado pela letra "S" na coluna do caracter de identificação. É uma introdução ao arquivo, e geralmente é descrita como um prólogo ao arquivo IGES. Como estudado neste capítulo, o comando importar pode solicitar ao usuário informações

importantes como os nomes dos sistemas CAD de origem e destino, e também uma breve descrição do objeto que está sendo convertido. O padrão IGES não especifica como dever ser utilizada esta seção;

- **Seção Global:** utiliza a letra “G” como caracter de identificação. Contém informações descrevendo o pré-processador e também informações utilizadas para que o pós-processador possa interpretar o arquivo (caracteres utilizados como delimitadores entre entradas individuais e registros, nome do arquivo IGES, número de algarismos significativos na representação de inteiros, números de pontos flutuantes de precisão simples e dupla do sistema de destino, data e hora da geração do arquivo, escala do modelo, resolução mínima, valores da coordenada máxima, nome do autor do arquivo IGES e sua empresa). Alguns destes parâmetros podem ser implementados dentro dos diálogos do comando importar IGES;
- **Seção do Diretório de Entrada:** tem a letra “D” na coluna 73. É constituído de uma lista de todas as entidades definidas no arquivo IGES juntamente com os atributos necessários a elas. A entrada de cada entidade ocupa duas linhas de 80 caracteres de registros que são divididos em vinte campos de 8 caracteres. O primeiro e o décimo primeiro campo, que é o início da segunda linha de registros, contém o número do tipo de entidade, TABELA 6.1. O segundo campo possui um indicador para a seção de dados do parâmetro. Este indicador nada mais é que um número que faz referência à sequência em que aparece neste diretório. Outras características identificadas nesta seção são: o tipo de linha utilizado, número do *layer*, matrizes de transformação, espessura e cores das linhas.
- **Seção de Dados de Parâmetro:** identificado pela letra “P”. Contém os dados que definem cada uma das entidades listadas

na seção do diretório de entrada. O número de registros depende da quantidade de parâmetros necessários para definir cada entidade. Estes registros são colocados em formato livre nas colunas de 1 até 64, e é utilizado um delimitador de parâmetros, geralmente uma vírgula, e também um delimitador de registro, usualmente um ponto e vírgula, para finalizar a listas de parâmetros de uma entidade. Estes delimitadores devem ter sido especificados na seção global. A coluna 65 é deixada em branco e nas colunas de 66 até 72 contêm o número sequencial da linha que identifica o início da entidade na seção no diretório de entrada (número que consta nas colunas de 74 a 80);

- **Seção Final:** representado pela letra "F" na coluna do caracter de identificação. Contém o registro que especifica o número de registros em cada uma das seções precedentes, utilizado para fins de verificação.

Na FIGURA 6.1, podemos ver um objeto simples, um retângulo, e na FIGURA 6.2 temos o arquivo correspondente na forma IGES que descreve este objeto.

Após a apresentação do formato e da estrutura do arquivo IGES podemos utilizá-lo muito além dos comandos básicos de importar e exportar arquivos. Porém, apesar de ser uma interface muito comum nas empresas, ele apresenta alguns problemas: seus pré e pós processadores geralmente são insuficientes para todas as necessidades de uma empresa. Isto ocorre devido ao fato dos fabricantes tentarem manter o seu *know-how*, o que faz com que não ocorra uma troca integral de dados entre os diversos sistemas CAD existentes.

TABELA 6.1 – Números correspondentes à algumas entidades

Número da entidade	Tipo de Entidade
100	Arco de circunferência
102	Curva composta
104	Arco cônico
106	Dados copiados
108	Plano
110	Linha
112	Curva paramétrica do tipo spline
114	Superfície paramétrica do tipo spline
116	Ponto
120	Superfície de revolução
124	Matriz de transformação
134	Nós
158	Esfera
164	Sólido de extrusão linear
214	Setas
216	Dimensão linear
220	Dimensão do ponto
228	Símbolos
230	Área seccionada

FIGURA 6.1 – Objeto feito em um sistema CAD

```

S 1
,,41HC:\Arquivos de programas\MDT\Drawing1.dwg,20HC:\TEMP\Drawing1.igs, G 1
53HAutoCAD-15.0 (Microsoft Windows NT Version 5.0 (x86)),64HAutodesk IGEG 2
S Translator R15.0 (Sep 1 1999) from Autodesk, Inc.,32,38,6,99,15,41HC:G 3
\Arquivos de programas\MDT\Drawing1.dwg,1.0D0,2,2HMM,211,2.11D0,15H20020G 4
705.121355,2.66044007146317D-7,266.044007146317D0,,,11,0,15H20020705.120G 5
330,; G 6
110 1 0 1 0 0 0 000000000D 1
110 0 8 2 0 0 0 0D 2
406 3 0 0 0 0 0 000000000D 3
406 0 0 1 3 0 0 0D 4
110 4 0 1 0 0 0 000000000D 5
110 0 8 2 0 0 0 0D 6
110 6 0 1 0 0 0 000000000D 7
110 0 8 2 0 0 0 0D 8
110 8 0 1 0 0 0 000000000D 9
110 0 8 2 0 0 0 0D 10
110,156.408254609657D0,214.30195647157D0,0.0D0, 1P 1
266.04218662671D0,214.30195647157D0,0.0D0; 1P 2
406,2,0,1H0; 3P 3
110,266.04218662671D0,214.30195647157D0,0.0D0,266.04218662671D0, 5P 4
146.172599343511D0,0.0D0; 5P 5
110,266.04218662671D0,146.172599343511D0,0.0D0, 7P 6
156.408254609657D0,146.172599343511D0,0.0D0; 7P 7
110,156.408254609657D0,214.30195647157D0,0.0D0, 9P 8
156.408254609657D0,146.172599343511D0,0.0D0; 9P 9
S 1G 6D 10P 9 T 1

```

FIGURA 6.2 – Arquivo IGES que descreve um determinado objeto

Capítulo 7

7 PROTOTIPAGEM RÁPIDA

O desenvolvimento da tecnologia da prototipagem rápida permitiu a fabricação do protótipo a partir do modelamento sólido no CAD. Esta tecnologia possibilita produzir protótipos ou modelos de estruturas extremamente complexas auxiliando na concepção, no projeto e na fabricação de um produto.

A prototipagem rápida é uma tecnologia complementar aos sistemas CAD, possibilitando aumentar a competitividade das indústrias se utilizadas em conjunto. Atualmente ela é muito utilizada para a fabricação de peças em materiais com resinas epoxys e plásticos ABS, para implementar melhorias ainda no ciclo de desenvolvimento do projeto, possibilitando realizar mudanças enquanto ainda têm baixo custo, e ainda, corrigir pequenas falhas na produção do ferramental utilizado evitando atrasos no lançamento do produto no mercado.

O elo de ligação entre o sistema CAD e a máquina de prototipagem rápida é um arquivo no formato STL. Este arquivo é uma lista de coordenadas x, y e z que descrevem um conjunto de triângulos facetados e ainda a direção do vetor normal a estes triângulos. O arquivo STL pode ser escrito na forma binária, que gera arquivos menores, ou na forma ASCII, que permite acessar e editar o conteúdo se necessário.

Desde o surgimento da prototipagem rápida em 1987, diversos fabricantes em todo o mundo criaram outras tecnologias. As principais tecnologias de prototipagem rápida são a *Stereolithography* (SLA), *Selective Laser Sintering* (SLS), *Fused Deposition Modelling* (FDM) e *Laminated*

Object Manufacturing (LOM). Estas principais tecnologias são descritas na sequência.

7.1 STEREOLITHOGRAPHY (SLA)

A *Stereolithography* é a principal tecnologia utilizada no mundo todo, desenvolvida pela *3D Systems Inc.* dos Estados Unidos. Ela produz os protótipos pelo traçado de um laser ultravioleta de baixa potência, sobre uma cuba contendo um fotopolímero acrílico ou resina epóxica. O material é então curado, pelo laser, criando uma camada sólida muito fina. Ao completar a camada, o protótipo é abaixado sob a superfície por um elevador, no eixo z, e uma nova camada é formada sobre ele, até que o protótipo esteja completo, FIGURA 7.1.

FIGURA 7.1 – *Stereolithography*

7.2 SELECTIVE LASER SINTERING (SLS)

Esta é uma tecnologia também comercializada pela *3D Systems Inc.* dos Estados Unidos. Os protótipos são produzidos por um laser modulado, que traça cada camada dirigido sobre uma caixa coberta com um pó do tipo policarbonato, que com o aquecimento de suas partículas resulta em uma fusão ou sinterização, criando uma camada muito fina. Uma plataforma no eixo z abaixa-se, e esta camada é então coberta por mais pó onde uma nova camada será construída, FIGURA 7.2.

FIGURA 7.2 – *Selective Laser Sintering*

Este processo permite, a partir da utilização de uma combinação de aço com baixo carbono e uma pasta de pó termoplástico, obter uma peça em estado verde. Esta peça é então levada ao forno onde as partículas de aço são sinterizadas. A peça, que possui uma relativa porosidade, é em seguida infiltrada com cobre resultando em uma peça constituída de metal composto.

7.3 FUSED DEPOSITION MODELLING (FDM)

É uma tecnologia desenvolvida pela *Stratasys Inc.*, também dos Estados Unidos. A concepção dos protótipos é feita pela extrusão de um material termoplástico aquecido, através de um bico que movimenta-se no plano xy sobre uma mesa que é abaixada, no eixo z, após uma camada ser completada. Após a mesa ser abaixada, tem início a deposição de uma nova camada e assim sucessivamente até que o protótipo esteja completo, FIGURA 7.3.

Uma variedade de materiais pode ser utilizada, tais como o policarbonato, o polipropileno, vários poliésteres mais robustos que o material utilizado para os modelos da tecnologia SLA, e também, pode-se utilizar uma cera específica para o processo.

FIGURA 7.3 – *Fused Deposition Modelling*

7.4 LAMINATED OBJECT MANUFACTURING (LOM)

É uma tecnologia desenvolvida pela *Helisys Inc.* dos Estados Unidos que obtém protótipos utilizando um papel laminado com um adesivo que é ativado pelo calor do foco de laser dirigido. O papel é cortado sobre uma mesa com movimento no plano xy e unido sobre o anterior, até que seja obtido o protótipo completo, FIGURA 7.4. Os protótipos produzidos por esta tecnologia são muito robustos, porém é difícil remover regiões de papel indesejáveis de áreas com geometria complexa.

FIGURA 7.4 – *Laminated Object Manufacturing*

7.5 TENDÊNCIAS

A utilização da tecnologia de prototipagem rápida está em constante crescimento devido ao surgimento de novos processos de baixo custo. Estes processos não substituem totalmente as máquinas mais caras, pois seus modelos são um pouco grosseiros, mas muitas vezes são suficientes para a verificação visual de um projeto.

Estas máquinas, destinadas aos escritórios de engenharia e de projetos, chamadas de impressoras tridimensionais ou modeladores conceituais são seguras e fáceis de utilizar como qualquer impressora ou fotocopiadora.

Capítulo 8

8 METODOLOGIA

8.1 MATERIAIS

8.1.1 IMAGENS TOMOGRÁFICAS

O conjunto de imagens tomográficas de uma mandíbula dissecada foi obtido por um tomógrafo Philips, CDI Bauru, e armazenado em disquetes que foram enviados ao Laboratório de Tribologia e Compósitos da Universidade de São Paulo, Campus São Carlos, através de correio.

Os arquivos destas imagens estavam no formato DICOM, das iniciais em inglês para *Digital Imaging and Communications in Medicine*, que foi criado pelo *American College of Radiology* (ACR) e *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) em 1985, com o objetivo de:

- Possibilitar a comunicação das informações das imagens digitais, independentemente dos dispositivos dos fabricantes;
- Facilitar o desenvolvimento e expansão dos sistemas de arquivamento e comunicação de imagens, podendo fazer a interface com os sistemas de informações de outros hospitais;
- Permitir a criação de um banco de dados de informações de diagnósticos que pode ser compartilhado por uma grande variedade de dispositivos localizados em outros lugares.

O conjunto de imagens é composto por 56 fatias/imagens possuindo 16 *bits*, ou seja, $2^{16} = 65536$ níveis de cinza, 512 linhas por 512 colunas de *pixels* com tamanho de 0,32 x 0,32 mm cada. O espaçamento utilizado entre fatias foi de 1 mm e a espessura de cada uma era de 1 mm.

8.1.2 MIMICS

O MIMICS, das iniciais em inglês para *Materialise's Interactive Medical Image Control System*, é um programa para visualização e segmentação de imagens de tomografias computadorizadas ou de ressonância magnética, e também, para gerar objetos tridimensionais.

Na área médica, ele pode ser usado para diagnósticos, planejamento de cirurgias ou para fins de simulação. Permite ao cirurgião ou radiologista controlar e corrigir as imagens segmentadas, como por exemplo, a remoção de artefatos na imagem originados por implantes metálicos do paciente, através das ferramentas de edição manual disponíveis.

A imagem pode ser segmentada pelo método de *thresholding* ou pelo método de crescimento de região por agregação de *pixels*. O método de *thresholding* é muito eficiente na segmentação das estruturas ósseas dos dados das imagens tomográficas. Este método ainda possibilita definir a segmentação através de dois valores de *thresholding*, neste caso todos os *pixels* com valores de níveis de cinza entre estes dois valores serão destacados.

Para cada objeto segmentado, até um determinado limite, é designada uma máscara. A cada uma delas é atribuída uma cor específica, permitindo visualizá-las separadamente ou em conjunto. A partir destas máscaras o programa também possibilita uma visualização tridimensional dos objetos em diferentes cores, permitindo rotacioná-los.

Outra ferramenta disponível no MIMICS é o módulo que gera, a partir dos dados da imagem médica, arquivos nos formatos utilizados pelas principais máquinas de prototipagem rápida. Esta ferramenta interpola os dados e faz uma interface direta com estas máquinas, resultando em modelos de alta precisão.

8.1.3 OSIRIS

O OSIRIS é um programa concebido para mostrar e manipular, de um modo interativo, imagens médicas de diferentes modalidades. Ele foi

desenvolvido no Hospital da Universidade de Genebra e implementado em diferentes plataformas de *hardware*: *Unix*, *Apple Macintosh* e PC's com sistema operacional *Windows*.

O programa permite a leitura das imagens em formato DICOM. Ele faz também a segmentação, utilizando o método de crescimento de região por agregação de *pixels*, permitindo determinar uma região de interesse que é mostrada através do contorno da região.

O OSIRIS possui uma ferramenta de máscaras, para auxílio na segmentação, que colore todos os *pixels* pertencentes a um determinado intervalo de níveis de cinza. O resultado é mostrado na imagem e tanto a cor como o intervalo de níveis de cinza podem ser alterados interativamente.

Este programa possibilita também gravar as imagens no formato TIFF, sigla das iniciais em inglês de *Tagged Image File Format*, que é um formato de imagem com capacidade para armazenar $2^8 = 256$ níveis de cinza, que é o mesmo que dizer que a imagem tem 8 *bits*. Este formato foi desenvolvido por *Aldus* e *Microsoft Corp.*, e, atualmente a *Adobe System Inc.* reivindica os direitos de cópia de sua especificação técnica.

8.1.4 IRFANVIEW

O IrfanView é um programa grátis para uso sem fins comerciais como escolas, universidades e entidades sem fins lucrativos desenvolvido por Irfan Skiljan, Áustria. É um visualizador de imagens que permite a leitura de diversos formatos de arquivos, inclusive o formato TIFF.

Este programa também possibilita converter os formatos lidos para muitos outros. Um destes formatos é o PGM, das iniciais em inglês *Portable Gray Map*, que é simplesmente uma descrição dos níveis de cinza da imagem.

O formato PGM suporta imagens com até 8 *bits*, ou seja, $2^8 = 256$ níveis de cinza e contém no cabeçalho do arquivo informações tais como a forma do arquivo (binário ou ASCII), o número de linhas e colunas, e ainda, o valor do nível máximo de cinza encontrado na imagem.

8.1.5 UNIGRAPHICS

Unigraphics é um programa CAD, comercializado pela empresa EDS, que garante uma solução total de engenharia do produto aos usuários. Este programa possibilita às empresas modelar e validar seus produtos e processos de fabricação em um ambiente digital integrado, desde a concepção passando pelo projeto, simulação e fabricação do produto.

Ele possui uma tecnologia avançada que permite executar rapidamente as mudanças necessárias através de ferramentas de modelamento paramétrico. Possui também ferramentas de modelamento avançadas que permitem construir modelos com alto grau de complexidade, que é o caso da representação matemática do modelo a partir das imagens tomográficas.

8.1.6 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

WORKSTATION SILICON GRAPHICS

Nas diversas etapas computacionais do trabalho foi utilizada uma *workstation* fabricada pela Silicon Graphics com dois processadores paralelos PENTIUM 4 de 1 GHz, 1024 Mb de memória RAM, placa de vídeo com 64 Mb e monitor de 21 polegadas.

MÁQUINA DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA

Os modelos médicos foram construídos utilizando-se uma máquina de prototipagem rápida modelo FDM 8000, fabricada pela Stratasys, de capacidade volumétrica 457 x 457 x 609 mm.

8.2 MÉTODOS

A FIGURA 8.1 mostra o fluxograma dos dados para obter modelos médicos em prototipagem rápida a partir de imagens tomográficas. O objeto a ser modelado, como pode ser visto na FIGURA 8.2, é uma mandíbula dissecada.

FIGURA 8.1 – Fluxograma do trabalho proposto (método A e método B)

FIGURA 8.2 – Mandíbula a ser reconstruída em prototipagem rápida

O trabalho foi dividido em duas etapas; na primeira delas foi aplicado o método A que obtém modelos médicos a partir das imagens tomográficas

utilizando um programa comercial específico. Este programa é muito utilizado para fabricar modelos com aplicações na simulação de cirurgias.

Na segunda etapa, foi desenvolvido uma metodologia para obter um modelo matemático em CAD, a partir de imagens tomográficas, que pode ser utilizado na simulação de cirurgias em um microcomputador. Desta forma, não há necessidade de fabricar o modelo médico através da prototipagem rápida, eliminando o custo desta operação.

Ainda na segunda etapa, utilizaremos o modelo matemático em CAD para produzir o modelo médico. Isto é necessário para efeito de validação e implementação de futuras correções, se necessário. Este modelo será comparado com a mandíbula original e também confrontado com o modelo obtido pelo método A, levantando-se suas eventuais divergências.

8.2.1 MÉTODO A

FIGURA 8.3 – Fluxograma de dados para o método A

Nesta primeira etapa foi utilizado o programa MIMICS para o processamento tridimensional da imagem e geração do arquivo no formato STL para ser aplicado na máquina de prototipagem rápida, conforme FIGURA 8.3.

As imagens da tomografia computadorizada foram importadas pelo MIMICS e uma máscara foi criada através da segmentação pelo método de *thresholding*. O programa converte as imagens de 16 *bits* no formato DICOM apresentando na tela imagens de 12 *bits*, que significa dizer que a ela possui $2^{12} = 4096$ níveis de cinza, numa escala de 0 até 4095.

Nesta escala de níveis de cinza foi criada uma máscara com valores de *thresholding* de 1924, ou seja, todos os *pixels* acima deste valor de níveis de cinza foram incluídos nesta máscara.

Através das ferramentas de edição disponíveis, foram retirados desta máscara os pontos indesejáveis pois todos os *pixels* da imagem com níveis de cinza acima dos valores de *thresholding* adotado, até mesmo aqueles não pertencentes à mandíbula, foram mantidos. Como o programa faz a segmentação tridimensional, este procedimento foi executado para cada uma das fatias.

FIGURA 8.4 – Modelo tridimensional da mandíbula no MIMICS

A partir desta máscara foi gerado o modelo tridimensional da mandíbula, FIGURA 8.4, que originou o arquivo no formato STL, utilizado pela máquina de prototipagem rápida para gerar o modelo médico da FIGURA 8.5.

FIGURA 8.5 – Mandíbula reconstruída em prototipagem rápida utilizando-se o método A

8.2.2 MÉTODO B

O fluxograma do trabalho desenvolvido nesta fase está descrito na FIGURA 8.6. Pode-se dividir esta fase em três módulos até a obtenção do arquivo no formato utilizado pela máquina de prototipagem rápida. Primeiramente, a imagem foi processada através da segmentação pelo programa OSIRIS.

No segundo módulo, foi desenvolvido um programa, em linguagem C, que faz a detecção das bordas, a redução dos dados de borda, e ainda, a vetorização dos dados de borda gerando um arquivo IGES que faz a interface com o sistema CAD utilizado.

O terceiro módulo foi realizado com auxílio de um programa CAD que a partir do arquivo IGES, gerado na etapa anterior, construiu o modelo matemático da mandíbula. Neste programa também foi gerado o arquivo utilizado pela máquina de prototipagem rápida para construção do modelo.

FIGURA 8.6 – Fluxograma de dados para o método B

Nos próximos itens serão apresentadas cada uma das etapas pertencentes aos módulos, sendo: processamento das imagens, detecção de bordas, redução dos dados de borda, interface com o programa CAD e construção do modelo matemático

8.2.2.1 PROCESSAMENTO DA IMAGEM MÉDICA

Na FIGURA 8.7, pode-se observar um exemplo, para uma fatia, utilizado apenas para ilustrar o método B adotado. Cada quadrado da imagem corresponde a um *pixel* e nota-se que cada *pixel* possui um determinado nível de cinza, correspondente ao tipo de tecido que é composto.

FIGURA 8.7 – Imagem de uma fatia da tomografia computadorizada

O processamento das imagens, correspondentes a cada fatia da tomografia computadorizada, foi feito pelo programa OSIRIS. As imagens foram segmentadas utilizando um valor de *thresholding* de 1924, ou seja, a todos os *pixels* da imagem com valor de nível de cinza inferior a este valor foi atribuído o valor zero, correspondente a cor preta.

O valor do *thresholding* foi igual ao adotado no programa MIMICS para determinar o tecido correspondente à estrutura óssea. Isto foi necessário para que as imagens, resultantes de cada fatia, fossem totalmente iguais, permitindo a comparação dos modelos resultantes da técnica de prototipagem rápida.

FIGURA 8.8 – Imagem na forma binária

Após a segmentação, foi ajustado o contraste da imagem de forma que todos os *pixels* com valores iguais ou maiores que o *thresholding* recebessem o valor máximo de nível de cinza. O resultado deste procedimento foi uma imagem na forma binária, isto é, composta de *pixels* correspondentes aos valores máximos e mínimos de níveis de cinza, que são as cores branca e preta conforme FIGURA 8.8.

As imagens na forma binária foram gravadas no formato TIFF pelo OSIRIS. Utilizando o programa IrfanView estas imagens foram abertas e convertidas para o formato PGM.

8.2.2.2 DETECÇÃO E VETORIZAÇÃO DE BORDA

Nesta etapa foi desenvolvido um programa em linguagem C para ler as imagens no formato PGM. As informações dos *pixels* foram armazenadas nos elementos de uma matriz com as mesmas dimensões das imagens, FIGURA 8.9.

FIGURA 8.9 – Representação da imagem na forma matricial

FIGURA 8.10 – Representação matricial das bordas da imagem

Na matriz correspondente à imagem na forma binária, foi aplicado o Método do Vizinho mais Próximo (seção 4.2.3), verificando-se a *vizinhança4* e identificando-se os elementos que representam a fronteira do objeto na imagem, FIGURA 8.10.

Após a identificação dos elementos de borda na representação matricial das imagens, armazenaram-se os pontos de borda na forma vetorial. Inicialmente percorreram-se as linhas da matriz das bordas da imagem a partir do primeiro elemento, linha $i = 1$ e coluna $j = 1$, até encontrar o primeiro ponto de borda, que foi o ponto $[i, j]$ da FIGURA 8.11(a).

As coordenadas x e y deste ponto foram armazenadas em uma matriz de vetores de borda de n linhas por 2 colunas, onde cada linha possui a coordenada do ponto de borda, ou seja, $x = j$ e $y = i$.

Para armazenar cada ponto de borda na forma sequencial foi utilizado novamente o Método do Vizinho mais Próximo; desta vez foi verificada a *vizinhança8* do elemento da matriz, até encontrar o ponto de borda vizinho $[i, j + 1]$, FIGURA 8.11(a).

FIGURA 8.11 – Vetorização dos pontos de borda utilizando-se a *vizinhança8*

A coordenada do elemento $[i, j + 1]$ também foi armazenada e sua *vizinhança8* foi verificada até encontrar o elemento da matriz correspondente

ao seu ponto de borda vizinho $[i, j + 2]$, FIGURA 8.11(b), diferente do elemento $[i, j]$ anteriormente analisado. O procedimento prosseguiu sucessivamente até que todos os pontos de bordas fossem armazenados, isto é, foi alcançado novamente o elemento $[i, j]$.

8.2.2.3 REDUÇÃO DOS DADOS DE BORDA

Inicialmente, foi implementado no programa em linguagem C o método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular fixo. Este método não se mostrou eficiente na redução de dados, pois quando tem-se trechos do contorno que não apresentam uma variação dentro da tolerância angular θ_T , ele mostra uma tendência a desprezar mudanças de direções do contorno. Isto ocorre porque na medida em que os pontos analisados afastam-se da linha de base L_j , o campo tolerado pelo ângulo aumenta significativamente como pode-se ver na FIGURA 8.12.

FIGURA 8.12 – Limitações do método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular fixo

Um outro método implementado no programa foi o de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular aperfeiçoado. O método também mostrou-se ineficiente nas situações em que o valor do ângulo θ_i era pequeno, pois a projeção do segmento de reta $\overline{p_t p_i}$ perpendicularmente a $\overline{p_s p_t}$, distância d_i , é muito menor que o valor de d_T . Novamente, este fato

implica em perda de sensibilidade nas mudanças de direções do contorno, FIGURA 8.13.

FIGURA 8.13 – Limitações do método de redução de dados sequencial utilizando um parâmetro angular aperfeiçoado

Através das limitações encontradas foi desenvolvida uma adaptação, baseada nestes dois métodos, buscando minimizar as suas falhas. Neste novo método obtém-se o ponto q_j não eliminado através dos pontos não eliminados mais recentemente processados q_{j-1} e q_{j-2} para construção de uma linha de base, FIGURA 8.14(a).

Calcula-se o ângulo θ_i pela equação (8.1), .

$$\theta_i = \pi - |\angle p_s p_t p_i| \quad (8.1)$$

Onde p_s , p_t e p_i satisfazem as equações (8.2), (8.3) e (8.4), respectivamente.

$$p_s = q_{j-2} \quad (8.2)$$

$$p_t = q_{j-1} \quad (8.3)$$

$$p_i = q_{(j,j+1,j+2,\dots,j+n)} \quad (8.4)$$

Eliminam-se os pontos p_i que não satisfazem a equação (8.4), FIGURA 8.13(a) e FIGURA 8.13(c).

$$b_i > b_T \quad (8.4)$$

Quando o ponto p_i satisfaz a equação (8.4) ele não é eliminado e torna-se o ponto q_j mais recentemente processado, FIGURA 8.14(c). Então uma nova linha de base é traçada por $\overline{q_{j-1}q_j}$ e faz-se $p_s = q_{j-1}$ e $p_t = q_j$ dando prosseguimento ao algoritmo.

(a)

(b)

(c)

FIGURA 8.14 – Método de redução de dados utilizado

O ângulo de tolerância θ_T é variável na proporção que o segmento de reta $\overline{p_t p_i}$ aumenta sendo calculado a partir dos valores h_T e θ informados

inicialmente ao sistema de acordo com a equação (8.5).

$$\theta_T = \theta - \frac{\overline{p_i p_i}}{h_T} \cdot \theta \quad (8.5)$$

O valor de h_T corresponde ao valor máximo admissível para o segmento de reta $\overline{p_i p_i}$, ou seja, esta tolerância garante que o ponto no qual $\overline{p_i p_i}$ ultrapassar o valor de h_T não será eliminado. Já o valor de θ corresponde ao ângulo θ_T inicialmente admissível e que diminui na medida em que $\overline{p_i p_i}$ aproxima-se de h_T , FIGURA 8.14(b).

8.2.2.4 INTERFACE CAD

Ainda no programa, que foi desenvolvido na linguagem C, implementou-se um conversor IGES dos dados da borda reduzida. Este formato é a porta de entrada para que a reconstrução da mandíbula seja feita dentro do programa CAD utilizado.

8.2.2.5 MODELO 3D CAD E GERAÇÃO DO ARQUIVO NO FORMATO STL

Para reconstruir o modelo matemático da mandíbula no CAD utilizado, *Unigraphics*, foram importados os arquivos IGES contendo os pontos relativos a cada fatia da tomografia computadorizada.

Através dos pontos de cada fatia foram traçadas curvas do tipo *splines* de terceira ordem formando contornos fechados, FIGURA 8.15. Depois foram criados sólidos interpolando-se estas curvas como pode-se ver na FIGURA 8.16. Nesta interpolação foram utilizadas superfícies do tipo *splines* de segunda e terceira ordem, de acordo com a quantidade de curvas interpoladas de cada vez.

No sólido resultante, para demonstrar uma das ferramentas CAD, executou-se a operação de espelhamento, obtendo-se uma mandíbula especular com relação à original. A mandíbula especular foi então exportada

no formato STL que é utilizado pela maioria das máquinas de prototipagem rápida.

FIGURA 8.15 – Mandíbula representada por curvas do tipo *splines* no CAD

FIGURA 8.16 – Representação sólida da mandíbula no CAD

O sólido correspondente à mandíbula especular foi então exportado no formato STL, que é utilizado pela maioria das máquinas de prototipagem rápida, para finalmente obter-se o seu protótipo físico conforme FIGURA 8.17.

FIGURA 8.17 – Mandíbula reconstruída em prototipagem rápida utilizando-se o método B

Capítulo 9

9 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para comparação, entre as mandíbulas obtidas pelos dois métodos (A e B) e a mandíbula original, foram feitas medições do comprimento do corpo mandibular, comprimento dos ramos ascendentes (esquerdo e direito), distância intergoníaca e distância intercondilar, conforme FIGURA 9.1. Os resultados das medições são apresentados na TABELA 9.1.

FIGURA 9.1 – Medições realizadas nas mandíbulas

TABELA 9.1 – Medidas das mandíbulas

Medidas	Original	Método A	Método B
Corpo mandibular	119,5 mm	120,0 mm	119,6 mm
Ramo ascendente esquerdo	52,5 mm	53,3 mm	54,1 mm
Ramo ascendente direito	66,6 mm	67,3 mm	66,1 mm
Distância intergoníaca	92,4 mm	92,0 mm	92,4 mm
Distância intercondilar	111,3 mm	110,5 mm	109,9 mm

Como se pode observar na TABELA 9.2, os desvios dos protótipos das mandíbulas em relação à original são muito pequenos. É preciso lembrar que devido ao fato do protótipo da mandíbula obtida pelo método B estar espelhada, foi comparado o seu ramo ascendente esquerdo com o ramo ascendente direito da mandíbula original, e, conseqüentemente o seu ramo ascendente direito com o ramo ascendente esquerdo da mandíbula original.

TABELA 9.2 – Desvios dos modelos reconstruídos em prototipagem rápida

Medidas	Desvios	
	Método A	Método B
Corpo mandibular	+0,42%	+0,08 %
Ramo ascendente esquerdo	+1,52%	+3,05%
Ramo ascendente direito	+1,05%	-0,75%
Distância intergoníaca	-0,43%	0%
Distância intercondilar	-0,72%	-1,26%

Analisando-se os desvios encontrados, pode-se atribuir estas diferenças, com relação a mandíbula original, à três fatores. O primeiro fator está relacionado à obtenção dos dados da mandíbula original pelo aparelho de tomografia computadorizada. Neste caso, o desvio pode ser causado pelas características do sistema de tomografia, isto é, os parâmetros de

regulagem como tamanho dos *pixels*, espessura do feixe de raios X, a sua precisão, e até mesmo a própria manutenção do aparelho.

O segundo fator está ligado ao processamento das imagens, isto é, a associação dos níveis de cinza à estrutura óssea. Na metodologia B utilizada, ainda deve-se considerar a detecção de bordas, a redução dos dados destas bordas, a reconstrução dos contornos e o modelamento sólido no CAD através de curvas do tipo *splines*.

Por último, na etapa de construção dos protótipos físicos, pode haver desvios relativos à precisão da tecnologia de prototipagem rápida. Outros motivos para os desvios na prototipagem rápida podem ser associados à contração e deformação do material utilizado nos protótipos.

Também é preciso esclarecer que, no caso de medição de estruturas ósseas, é muito difícil obter medidas precisas devido à sua forma irregular. Qualquer diferença entre a mandíbula original e seus protótipos físicos, mesmo que muito pequena também pode comprometer a precisão da medida.

Observou-se ainda que no caso do modelo CAD construído pelo método B, a superfície da mandíbula apresentou distorções causadas pela interpolação das diversas curvas. Estas distorções ocorreram porque para interpolar as curvas do tipo *splines*, o programa CAD toma o ponto onde se iniciou e conseqüentemente finalizou-se as curvas como ponto de referência para ligá-las.

Outro fator que contribuiu para as distorções foi o fato de que quando havia uma divisão da estrutura óssea em dois outros ramos, foi necessário construir cada um destes ramos como sendo um sólido em separado. Estes sólidos também eram diferentes daquele que originou a bifurcação.

Capítulo 10

10 CONCLUSÕES

Os desvios encontrados no protótipo físico da mandíbula pela prototipagem rápida, através da metodologia proposta, são aceitáveis para as aplicações a que ele se propõe, indicando que o procedimento adotado é válido.

As distorções observadas na superfície do modelo CAD também se mostraram quase que imperceptíveis no protótipo físico. A metodologia proposta possibilita utilizar, quando necessário, o protótipo para auxílio e planejamento de cirurgias. Esta alternativa elimina a necessidade de investimento na aquisição de um programa específico, reduzindo os custos do protótipo significativamente.

Portanto, como pôde ser visto, o modelo CAD obtido pode ser utilizado na simulação e planejamento da cirurgia, através das ferramentas disponíveis nos programas CAD. Estas ferramentas executam operações matemáticas equivalentes às técnicas utilizadas nas cirurgias. Isto ainda não é possível ser feito nos programas comerciais utilizados na obtenção de modelos em prototipagem rápida a partir de imagens tomográficas.

Esta metodologia também possibilita o desenvolvimento de implantes e próteses personalizados. A partir do modelo CAD é possível fazer o estudo dimensional dos implantes ou próteses, obtendo-se o seu modelamento matemático; permitindo, inclusive, gerar o programa para a máquina de controle numérico onde este implante ou prótese será fabricado.

Utilizando-se o conversor IGES desenvolvido, é possível fazer a reconstrução do modelo matemático em um programa de análise por

Elementos Finitos, auxiliando no projeto de próteses e até mesmo no desenvolvimento de exames não invasivos.

A obtenção de modelos CAD a partir de imagens tomográficas para auxílio em cirurgias é apenas o primeiro, de uma série de trabalhos que podem ser desenvolvidos, tais como:

- O estudo de um algoritmo que faça, de uma forma automatizada, o julgamento da união de regiões onde ocorrem a divisão em dois ramos da estrutura óssea;
- O desenvolvimento de rotinas de comandos dentro do sistema CAD que simulem com exatidão as técnicas utilizadas pelos cirurgiões, até mesmo através da tecnologia de realidade virtual;
- O estudo de maneiras mais eficientes de geração da superfície de modelos médicos em CAD;
- O aperfeiçoamento dos algoritmos de redução de dados;
- O desenvolvimento de uma interface com os programas de Elementos Finitos, onde pode ser gerada a malha do modelo médico diretamente do processamento das imagens tomográficas;
- O desenvolvimento de exames não invasivos, utilizando uma análise através de simulações matemáticas;
- O levantamento dos erros acumulados em cada etapa do processo de obtenção dos modelos em prototipagem rápida a partir de imagens tomográficas.

Capítulo 11

11 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BEGALL, K.; VORWERK, U. (1998). Artificial petrous bone produced by stereolithography for microsurgical dissecting exercises. *ORL: Journal for Oto-Rhino-Laryngology and its Related Borderlands*, v. 60, p. 241-245.
- BERRY, E. et al (1997). Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med. Eng. Phys.*, v. 19, p. 90-96.
- BROWN, N. J. G.; BRITTON, K. E.; PLUMMER, D. L. (1998). Standardisation in medical image management. *International Journal of Medical Informatics*, v. 48, p. 227-238.
- BURKARDT, J (2002). <http://www.math.iastate.edu/burkardt/homepage.html> (Aug. 2002)
- CHEN, L. C.; LIN, G. C. (1997). A vision-aided reverse engineering approach to reconstructing free-form surfaces. *Robotics & Computer-Integrated Manufacturing*, v. 13, p. 323-336.
- COELHO, M. A. O.; CARVALHO, J. (2002). Estudo da precisão dimensional de modelos médicos construídos através de prototipagem rápida. *Congresso Nacional de Engenharia Mecânica*, João Pessoa – PB.
- CURRY III, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. (1990). *Christense's physics of diagnostic radiology*. EUA, Willians & Wilkins. Cap. 19, p. 289-322: Computed tomography.
- DEITEL, H. M.; DEITEL, P. J. (1994). C++ how to program. New Jersey, Prentice Hall.

- DIGITAL IMAGING UNIT UNIVERSITY HOSPITAL GENEVA (1995,1996).
OSIRIS user manual – version 3.1.
- D'URSO, P. S. et al. (1999). Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, v. 27, p. 30-37.
- D'URSO, P. et al. (1999). Biomodel-guided stereotaxy. *Neurosurgery*, v. 44, n. 5, p. 1084-1094.
- EUFINGER, H. et al. (1998). Single-step fronto-orbital resection and reconstruction with individual resection template and corresponding titanium implant: a new method of computer-aided surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, v. 26, p. 373-378.
- FOLEY, J. D. et al. (1996). *Computer graphics: principles and practice*. Addison-Wesley.
- FUCHS,S.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A. (1997). Designing an FE model as exemplified by the knee joint. *Biomedizinische Technik*, v. 42, n. 12, p. 347-351.
- FUJIMOTO, M.; KARIYA, K. (1993). An improved method for digitized data reduction using na angle parameter. *Measurement*, v. 12, p. 113-122.
- GIRARD, C. (2002). Unité d'Imagerie Numérique. <http://www.expasy.ch/UIN> (Aug. 2002).
- GONZALES, R. C.; WOODS, R. E. (1992). *Digital image processing*. USA, Addison-Wesley.
- GREVERA, G. J.; UDUPA, J. K. (1998). An objective comparison of 3-D image interpolation methods. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 17, n. 4, p. 642-652.
- HERO, A. O. et al. (1999). Minimax emission computed tomography using high-resolution anatomical side information and b-spline models. *IEEE Transactions on Information Theory*, v. 45, n. 3, p. 920-938.

- 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.
- JAIN, R. et al. (1995). *Machine vision*. New York, McGraw Hill, Inc, EUA.
- KAI, C. C. et al. (1998). Rapid prototyping assisted surgery planning. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, v. 14, p. 624-630.
- KERNIGHAN, B. W.; RITCHIE, D. M. (1978). *The C programming language*. New Jersey, Prentice-Hall Inc.
- KIMURA, M. et al. (1998). Implementation of multi-vendor DICOM standard image transfer in hospital wide ATM network. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 57, p. 85-89.
- LAVALLÉE, S.; SZELISKI, R. (1995). Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, v. 17, n. 4, p. 378-390.
- McDONALD, C. J. et al. (1998). What is done, what is needed and what is realistic to expect from medical informatics standards. *International Journal of Medical Informatics*, v. 48, p. 5-12.
- McGURK, M. et al (1997). Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine. *Ann. R Coll. Surg.*, v. 79, p. 169-174.
- MEHTA, B. V.; RAJANI, S.; SINHA, G. (1997). Comparison of image processing techniques (magnetic resonance imaging, computed tomography scan and ultrasound) for 3D modeling and analysis of the human bones. *Journal of Digital Imaging*, v. 10, n. 3, p. 203-206, Aug.
- ODESANYA, O. S.; WAGGENSPACK JR., W. N.; THOMPSON, D. E. (1993). Construction of biological surface models from cross-sections. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 40, n. 4, p. 329-334.

- ONO, I. et al. (1998). Determinations of strength of synthetic hydroxyapatite ceramic implants. *Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 102, n. 3, p. 807-813. Sep.
- PAN, X. (1998). A general approach for multidimensional smoothing. *Medical Physics*, v. 25, n. 4, p. 562-570, Apr.
- PHILIPS MEDICAL SYSTEMS NEDERLAND B. V. (1996,1997). DICOM cook book for implementations in modalities.
- REMBOLD, U. et al. (1994). *Computer integrated manufacturing and engineering*. Addison-Wesley.
- RICHTER, M. (1998). Use of box splines in computer tomography. *Computing*, v. 61, p. 133-150.
- SHAHIDI, R. et al. (1998). Clinical applications fo three-dimensional rendering of medical data sets. *Proceedings of the IEEE*, v. 86, n. 3, p. 555-568.
- SHIMANO, A. C. (1994). *Análise das propriedades geométricas e mecânicas de tibia humana: porposta de metodologia*. São Carlos. 254p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- SKILJAN, I. (2002). IrfanView. <http://irfanview.com/english.htm>. (Aug. 2002).
- THÉVENAZ, P.; RUTTIMANN, U. E.; UNSER, M. (1998). A pyramid approach to subpixel registration based on intensity. *IEEE Transactions on Image Processing*, v. 7, n. 1, p. 27-41.
- VALENTE, C. M. O. (1999). *Fixação de objetos de formato geométrico desconhecido utilizando redes neurais artificiais*. São Carlos. 97p + apêndices. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- VANDER SLOTEN, J. et al. (1996). Interactive simulation of cranial surgery in a computer aided design environment. . *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, v. 24, p. 122-129.

- VERSTREKEN, K. et al. (1998). An image-guided planning system for endosseous oral implants. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 17, n. 5, p. 842-852.
- YEUNG, M. K.; WALTON, D. J. (1994). Curve fitting with arc splines for NC toolpath generation. *Computer-Aided Design*, v. 26, n. 11, p. 845-849.
- ZACHARIAH, S. G.; SANDERS, J. E.; TURKIYYAH, G. M. (1996). Automated hexahedral mesh generation from biomedical image data: applications in limb prosthetics. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 4, n. 2, p. 91-102.