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

CONTRIBUIÇÃO AO PROJETO DE IMPLANTES PERSONALIZADOS ATRAVÉS DE SISTEMAS CAD E PROTOTIPAGEM RÁPIDA

Paulo César de Freitas Ramos

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

São Carlos
2007

Dedico este trabalho a minha esposa Thaís, por seu apoio incondicional e companheirismo e aos meus pais José Roberto e Mirtes pelo incentivo ao estudo.

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos ao meu orientador e amigo Prof. Dr. Jonas de Carvalho, que me incentivou no cumprimento deste desafio, compartilhando comigo seus conhecimentos e idéias, possibilitando meu aperfeiçoamento técnico.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS iii

SUMÁRIO iv

LISTA DE FIGURAS vi

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS viii

RESUMO ix

ABSTRACT x

1 INTRODUÇÃO 11

1.1 OBJETIVOS 12

1.2 RELEVÂNCIA 12

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO 13

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 17

2.1 IMAGENS MÉDICAS 19

PRINCÍPIOS BÁSICOS 19

RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM 21

2.2 PROCESSAMENTO DE IMAGENS 22

2.3 INTERFACES DE SISTEMAS CAD 23

INITIAL GRAPHICS EXCHANGE SPECIFICATION 25

STANDARD TRANSFORM LANGUAGE 32

3 PROTOTIPAGEM RÁPIDA NA MEDICINA 36

3.1 PRINCIPAIS PROCESSOS 37

STEREOLITOGRAPHY (SLA) 37

SELECTIVE LASER SINTERING (SLS) 37

FUSED DEPOSITION MODELLING (FDM) 38

3.2 PLANEJAMENTO DE PROCESSO 39

3.3 APLICAÇÕES 43
3.4 TENDÊNCIAS 45
4 MATERIAIS E MÉTODOS 47
4.1 MATERIAIS 47
IMAGENS TOMOGRÁFICAS 47
TRATAMENTO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS 47
SISTEMAS CAD 49
EQUIPAMENTOS UTILIZADOS 49
4.2 MÉTODOS 50
5 ESTUDOS DE CASO 51
5.1 CRANIOPLASTIA 51
5.1.1 Operações booleanas 52
5.1.2 Geração do implante na tomografia 54
5.1.3 Procedimento proposto 56
5.2 BUCO-MAXILA 59
6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES 64
6.1 Sugestões para trabalhos futuros 65
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 66
APÊNDICE 72

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Princípio básico da tomografia computadorizada..... 20

FIGURA 2.2 – Representação matricial de elementos de volume (*voxel*)..... 22

FIGURA 2.3 – Método utilizado para obtenção de contorno..... 23

FIGURA 2.4 – Números correspondentes à algumas entidades..... 31

FIGURA 2.5 – Objeto feito em um sistema CAD..... 32

FIGURA 2.6 – Arquivo IGES que descreve um determinado objeto..... 32

FIGURA 2.7 – Etapas envolvidas na geração do geração do arquivo STL para modelos médicos..... 34

FIGURA 2.8 - Fluxo de dados entre o modelador CAD e a PR..... 35

FIGURA 3.1 – Stereolithography..... 37

FIGURA 3.2 – Selective Laser Sintering..... 38

FIGURA 3.3 – Fused Deposition Modelling..... 39

FIGURA 3.4.-1 - Orientação do vetor normal em um triângulo gerado em STL..... 40

FIGURA 3.4.-2 - Triângulo STL localizado no sistema de eixos..... 40

FIGURA 3.4.-3 - Geração do arquivo STL a partir do arquivo CAD..... 41

FIGURA 5.1 – Imagens do estudo para cranioplastia..... 51

FIGURA 5.2 – Modelos CAD utilizados e resultado da operação booleana de subtração..... 53

FIGURA 5.3 – Dificuldade de ajuste das bordas e preenchimento da falha..... 54

FIGURA 5.4 – Preenchimento da falha diretamente nas imagens tomográficas..... 54

FIGURA 5.5 – Modelo gerado utilizando o desenho diretamente na tomografia..... 55

FIGURA 5.6 – Estrutura auxiliar criada na tomografia..... 56

FIGURA 5.7 – Protótipos construídos..... 56

FIGURA 5.8 – Fatiamento do modelo..... 57

FIGURA 5.9 – Procedimento proposto baseado na edição 2D das curvas resultantes do fatiamento do implante..... 57

FIGURA 5.10 – Imagens do protótipo (biomodelo) obtido e sua adequação ao modelo com falha.....58

FIGURA 5.11 – Imagens da colocação do implante e resultado final..... 59

FIGURA 5.12 – Imagens do estudo para buco-maxila.....60

FIGURA 5.13 – Linha de centro da face para uso como referência para o corte da mandíbula.....61

FIGURA 5.14 – Reposicionamento da mandíbula em relação à maxila.....61

FIGURA 5.15 – Linha de centro da face para uso como referencia para o corte da mandíbula.....62

FIGURA 5.16 – Imagens do modelo computacional e do biomodelo confeccionado..... 62

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 - *Standard Transform Language*

PR - *Prototipagem Rápida*

SLA - *Stereolitography*

SLS - *Selective Laser Sintering*

FDM - *Fused Deposition Modelling*

MR - *Ressonância Magnética*

LOM - *Laminated Object Manufacturing*

RT - *Ferramental Rápido*

DICOM - *Digital Imaging and Communications in Medicine*

RESUMO

RAMOS, P.C.F. (2007). *Contribuição ao projeto de implantes personalizados através de sistemas CAD e Prototipagem Rápida.* São Carlos. 74 p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Nos últimos anos, as tecnologias de Prototipagem Rápida vem sendo amplamente utilizadas em aplicações na área de saúde, como ferramentas de auxílio na simulação e planejamento cirúrgico, bem como no projeto de implantes personalizados. Este trabalho fornece uma contribuição ao projeto destes implantes nas áreas de cranioplastia e buco-maxila. Baseado em sistemas CAD e nas tecnologias de prototipagem rápida são aplicadas diferentes alternativas para a geração adequada dos modelos médicos, ou biomodelos. Para aplicações em cranioplastias é proposto e implementado algorítmo para ajuste das bordas, permitindo dessa forma o correto ajuste do implante. Os resultados obtidos são aplicados diretamente em estudos de casos reais conduzindo a excelentes resultados e validando o procedimento proposto.

Palavras-chave: CAD, Prototipagem Rápida, implantes, biomodelos, Tomografia Computadiorizada, Planejamento cirúrgico.

ABSTRACT

RAMOS, P.C.F. (2007). *Contribution to the design of customised implants by using CAD systems and Rapid Prototyping*. São Carlos. 74 p. Dissertation (Master degree) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

In the last years, the technologies of Rapid Prototyping have been widely used in medical applications, as supporting tools in the simulation and surgical planning, as well as in the design of customized implants. This work gives a contribution to the design of these implants in the cranioplasty and buco-maxila areas . Based on CAD systems and in the technologies of Rapid Prototyping, different alternatives are tested for the design of these modes, generically called as biomodels. For cranioplasty applications an algorithm is proposed and implemented for borders adjustment.

The obtained results are directly applied in real case studies yielding to excellent results and validating the proposed procedure.

Keywords: CAD, biomodels, rapid prototyping; medical modeling, implants, prosthesis

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO

Os ciclos de desenvolvimento de produtos estão tornando-se cada vez menores, trazendo como conseqüência um menor tempo para testar-se um produto em seu estágio de protótipo. Tais protótipos tem que satisfazer diferentes necessidades, ou seja existem os protótipos virtuais, os protótipos para *design* e finalmente os protótipos funcionais. O protótipo ideal é aquele que possui características muito próximas das peças de produção.

As tendências de tecnologias de produção na indústria estiveram centradas nas últimas décadas no desenvolvimento e aperfeiçoamento de processos automatizados. Atualmente, observa-se como tendência atual, a produção de baixos lotes com uma diversificação elevada de produtos. Segundo (NAKAGAWA, 1998) um dos maiores avanços em nossa sociedade industrial foi a obtenção da maioria dos produtos industrializados de forma rápida e fácil podendo-se definir esta fase da nossa história como a era de diversificação de nosso desejo.

As pressões de tempo, qualidade e custos, juntamente com o aumento da variedade de produtos e o processo de competição mundial entre as empresas, tem tornado a tecnologia de Prototipagem Rápida, parte integrante dos processos de negócios e tecnologias de planejamento de processos sendo vista como uma das mais importantes estratégias industriais da última década segundo (MIERITZ e DICKENS, 1996)

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.

1.1 OBJETIVOS

- Projetar e construir biomodelos para aplicações em cranioplastia e cirurgias buco-maxila, utilizando recursos disponíveis em sistemas CAD e tecnologias de Prototipagem Rápida;

- Propor e implementar algoritmo que permita ajustar adequadamente as bordas do implante à falha para aplicações em cranioplastia;

1.2 RELEVÂNCIA

Nos últimos anos, as tecnologias de prototipagem rápida vem sendo amplamente utilizadas na área de Saúde, mais especificamente para o planejamento e simulação 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 freqüentemente 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. Entretanto, em muitos casos o relatório radiológico não

possui informações mais detalhadas, e a interpretação das imagens muitas vezes à questões que não são facilmente respondidas. O uso das imagens para a geração de modelos CAD tridimensionais pode dessa forma responder à grande parte dos questionamentos com relação às imagens 2D.

Uma outra utilização do modelo médico matemático em CAD é o desenvolvimento de implantes personalizados, objeto do presente trabalho de pesquisa. Atualmente, a simulação da cirurgia é realizada em um modelo médico produzido pela tecnologia de prototipagem rápida, conhecido atualmente como biomodelo, mas o alto custo juntamente com o tempo gasto para produzir o protótipo ainda representam uma desvantagem para esta tecnologia.

Neste trabalho, são apresentados os métodos utilizados para a geração dos implantes personalizados em aplicações em cirurgias buco-maxila e cranioplastia. Os dados apresentados são dados reais de paciente, sendo que para o caso da cranioplastia, a cirurgia de colocação do implante já foi realizada com grande sucesso. Dificuldades e limitações de cada procedimento são analisadas, sendo proposto e implementado um algoritmo para a correção de erros nas bordas dos implantes em cranioplastia.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O presente trabalho está organizado de forma a relatar inicialmente as principais tendências na indústria mecânica, principalmente nas atividades de desenvolvimentos de produtos, onde as reduções de tempo de desenvolvimento e inovações tecnológicas estão fortemente ligadas à competitividade neste mercado.

Sendo assim, o texto referente está dividido da seguinte forma:

Capítulo 1 – Introdução

Neste primeiro capítulo a contextualização e as justificativas que motivaram o desenvolvimento desse trabalho são apresentadas. Em seguida,

os objetivos e métodos a serem alcançados com a realização desse trabalho são tratados com mais detalhes.

Capítulo 2 – Revisão Bibliográfica

Neste capítulo são apresentadas as metodologias para obter modelos médicos a partir de imagens médicas. São apresentados métodos como os obtidos de um modelo matemático da geometria da superfície de objetos biológicos a partir de dados de fatias da seção transversal e o processamento dos dados da Tomografia Computadorizada de um crânio.

Os princípios básicos das Imagens Gráficas e a Reconstrução da Imagem na estrutura interna de um objeto a partir de múltiplas projeções das seções, também são apresentadas nesse capítulo.

As técnicas de processamento que transformam uma imagem capturada em uma outra imagem processada são abordadas, desde a filtragem da imagem capturada até a orientação ou a extração das bordas dos objetos em questão.

Também é apresentado, neste capítulo, o desejo de uma padronização dos sistemas para a troca de dados e a comunicação com os sistemas de planejamento e controle da produção. Essa 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.

Por fim, são apresentados o formato IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*) que foi o primeiro formato de interface padronizado desenvolvido para mostrar o conceito de comunicação de dados entre diferentes sistemas CAD e o formato STL (Standard Transform Language) que foi criado visando possibilitar a comunicação de dados de produtos entre sistemas CAD e sistemas de Prototipagem Rápida (PR).

Capítulo 3 - Prototipagem Rápida Na Medicina

Neste capítulo é apresentado o desenvolvimento da tecnologia da prototipagem rápida que permitiu a fabricação do protótipo a partir do modelamento sólido no CAD. È dividido em 4 seções, onde:

Na seção 1 são apresentados os principais processos de PR como o *STEREOLITOGRAPHY* (SLA), o *SELECTIVE LASER SINTERING* (SLS) e o *FUSED DEPOSITION MODELLING* (FDM).

Na seção 2 é apresentado o Planejamento de Processo, onde a construção de uma peça utilizando as tecnologias de PR possui uma seqüência de passos bem definida até que se chegue ao protótipo final.

Na seção 3 são abordado alguns estudos sobre a PR no desenvolvimento de estruturas *scaffolds*, na Produção de placa de crânio e no desenvolvimento de modelos por elementos finitos para prever campos de força e de deformações em ossos reais.

Por fim, na seção 4 são apresentadas as Tendências da utilização da tecnologia de PR que está em constante crescimento devido ao surgimento de novos processos de baixo custo.

Capítulo 4 – Materiais e Métodos

Neste capítulo são abordados os Materiais e Métodos que contribuíram para o desenvolvimento desse trabalho.

Em Materiais, são abordadas as Imagens Tomográficas que possibilitam a comunicação das informações das imagens digitais, facilitam o desenvolvimento e expansão dos sistemas de arquivamento e comunicação de imagens e permitem a criação de um banco de dados de informações de diagnósticos.

Para o tratamento dos dados da tomografia são apresentados os diferentes programas comerciais, como MIMICS e OSIRIS.

Os Sistemas CAD, como o SolidEdge, Magics e o Insight, são resumidamente abordados nesse capítulo.

Também são apresentados os Equipamentos utilizados (Workstation Silicon Graphics, Máquina de prototipagem rápida FDM-8000 e Máquina de prototipagem rápida Z-CORP 310).

Finalizando esse capítulo, são abordados os Métodos de construção de biomodelos para a geração de implantes.

Capítulo 5 – Estudos de Casos

Este capítulo apresenta estudos de casos, sendo que um consiste em gerar um modelo que cubra a falha craniana de um paciente, inicialmente na forma de protótipo (biomodelo) para posteriormente ser utilizado para a geração do implante em material biocompatível (CRANIOPLASTIA).

O outro estudo de caso apresenta as etapas realizadas para a correção da mandíbula de um paciente, assim denominado BUCO-MAXILA.

Capítulo 6 - Conclusões e Sugestões

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 seccionamento 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.

2.1 IMAGENS MÉDICAS

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 2.1, onde o objeto é formado a partir de blocos quadrados, tendo sido cinco deles removidos para formar uma cruz central (FIGURA 2.1(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 2.1(a)).

Todos os raios são somados, tal como os dois mostrados na FIGURA 2.1(b), formando assim uma reprodução numérica do objeto (FIGURA 2.1(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 2.1(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 seqüência numérica.

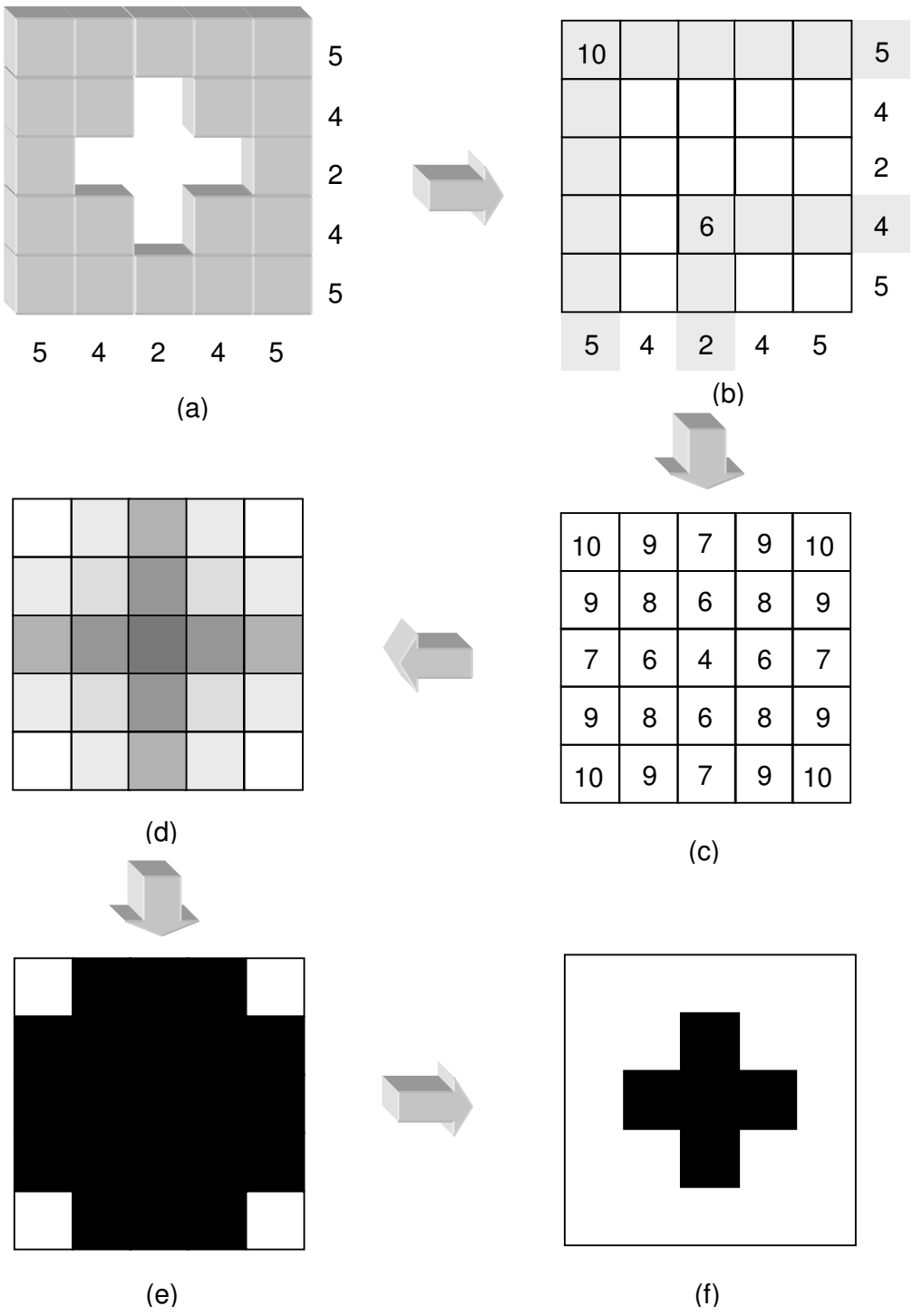

FIGURA 2.1 – Princípio básico da tomografia computadorizada (HUBINGER,2002).

Na FIGURA 2.1(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 2.1(f), uma perfeita reprodução da FIGURA 2.1(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.

RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM

Na tomografia computadorizada, uma fatia da seção transversal do corpo é dividida em diversos blocos minúsculos como os mostrados na FIGURA 2.2, 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.

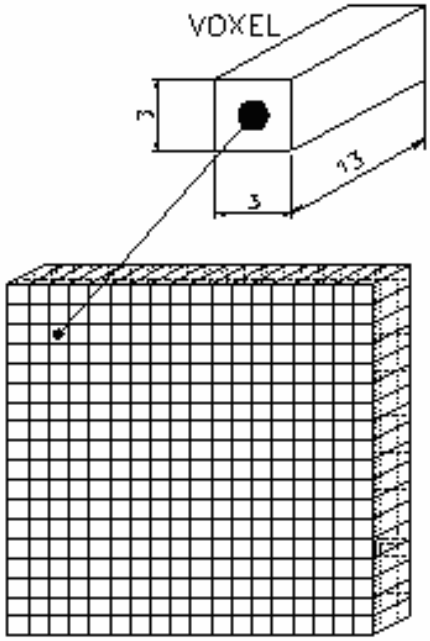

FIGURA 2.2 – Representação matricial de elementos de volume (*voxel*)

2.2 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.

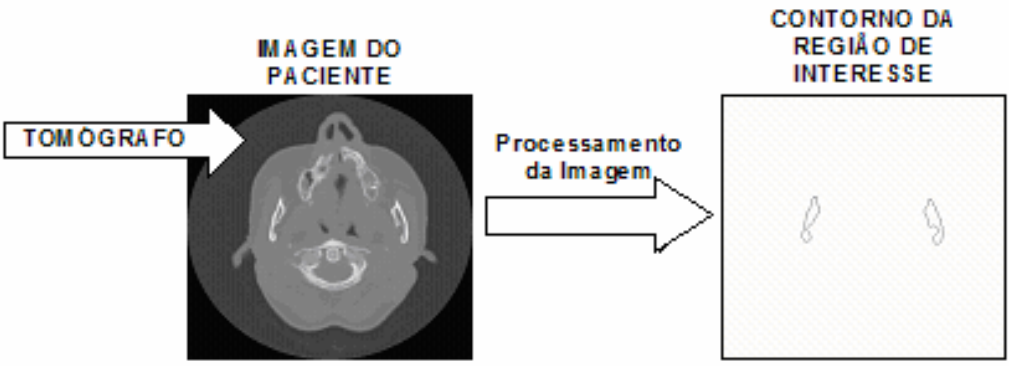

FIGURA 2.3 – Método utilizado para obtenção de contorno

A FIGURA 2.3, 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.

2.3 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 a 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.

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.

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 definilas 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 incluem 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.

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 seqüência 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 seqüencial 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, FIGURA 2.4. 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 seqüência 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 seqüencial 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 2.5, podemos ver um objeto simples, um retângulo, e na FIGURA 2.6 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.

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 secionada

FIGURA 2.4 – Números correspondentes à algumas entidades

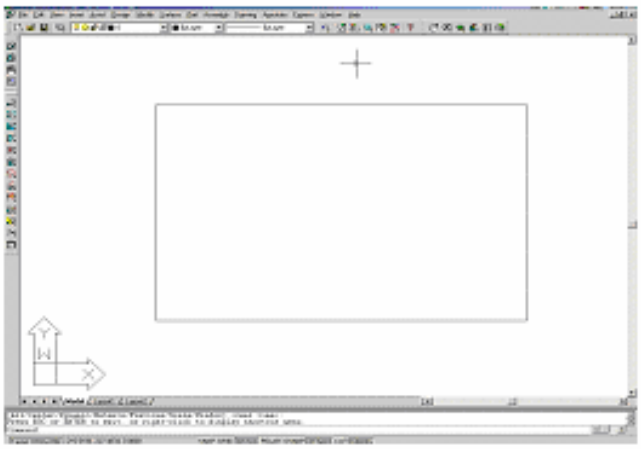

FIGURA 2.5 – Objeto feito em um sistema CAD

```
                                                                        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 IGES      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
705.121355,2.66044D07146317D-7,266.044D07146317D0,,,11,0,15H20020705.120G      5
330,;                                                                   G      6
     110       1       0       1       0       0       0       0000000000D     1
     110       0       8       2       0                               0D      2
     406       3       0       0       0       0       0       0000000000D     3
     406       0       0       1       3                               0D      4
     110       4       0       1       0       0       0       0000000000D     5
     110       0       8       2       0                               0D      6
     110       6       0       1       0       0       0       0000000000D     7
     110       0       8       2       0                               0D      8
     110       8       0       1       0       0       0       0000000000D     9
     110       0       8       2       0                               0D      10
110,156.4D825460965 7D0,214.30195647157D0,0.0D0,                        1P      1
266.0421866267 1D0,214.30195647157D0,0.0D0;                             1P      2
406,2,0,1H0;                                                            3P      3
110,266.0421866267 1D0,214.30195647157D0,0.0D0,266.0421866267 1D0,      5P      4
146.172599343511D0,0.0D0;                                               5P      5
110,266.0421866267 1D0,146.172599343511D0,0.0D0,                        7P      6
156.4D825460965 7D0,146.172599343511D0,0.0D0;                           7P      7
110,156.4D825460965 7D0,214.30195647157D0,0.0D0,                        9P      8
156.4D825460965 7D0,146.172599343511D0,0.0D0;                           9P      9
S      1G      6D      10P     9                                        T      1
```

FIGURA 2.6 – Arquivo IGES que descreve um determinado objeto

STANDARD TRANSFORM LANGUAGE

O formato STL (Standard Transform Language) foi criado visando possibilitar a comunicação de dados de produtos entre sistemas CAD e sistemas de Prototipagem Rápida (PR).

A vantagem que cabe ser aqui destacada é a portabilidade do formato de dados utilizado nas máquinas de PR (formato STL), o que torna muito mais prática, econômica e eficaz a criação e utilização destes arquivos e intercambiabilidade entre os diferentes sistemas.

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

Antes de detalharmos os vários processos de PR devemos citar algumas características que são comuns a todos os principais processos de prototipagem. Para que os modelos possam ser materializados em 3D, eles devem ser divididos em seções transversais (camadas), uma vez que todos os processos atuam por deposição seqüencial de material em camadas que, à medida que vão sendo construídas, vão sendo coladas umas sobre as outras. Isto obriga que os arquivos de sólidos sejam secionados e escritos em um formato que possa ser interpretado pelas máquinas de PR.

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

Leitura dos dados obtidos do sistema de varredura, tipicamente uma tomografia (CT) ou ressonância magnética (MR);

Tratamento adequado da imagem para visualização do tecido de interesse;

Interpolação dos dados de cada camada e entre as diversas camadas;

Geração de modelo tridimensional no sistema CAD;

Eventuais simplificações no modelo CAD, visando facilitar a PR;

Conversão dos dados em um formato compatível às máquinas de prototipagem rápida (STL).

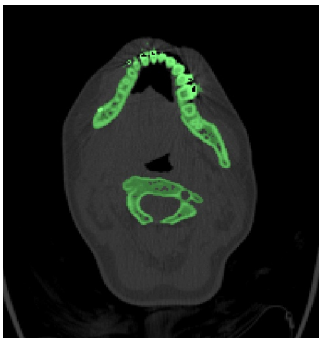

FIGURA.2.7-(a) Leitura dos dados

FIGURA.2.7-(b) Seleção da região de interesse

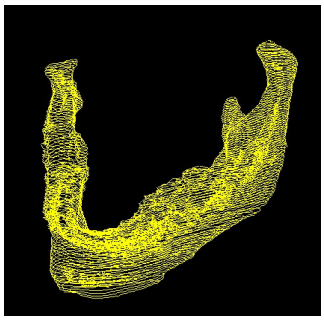

FIGURA.2.7-(c) Interpolação dos lados

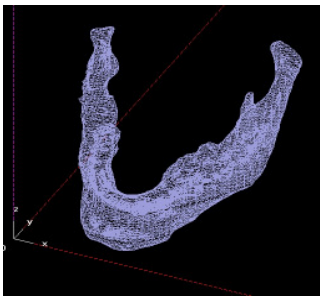

FIGURA.2.7-(d) Geração do modelo tridimensional

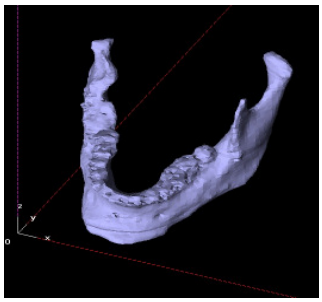

FIGURA.2.7-(e) conversão dos dados no formato STL

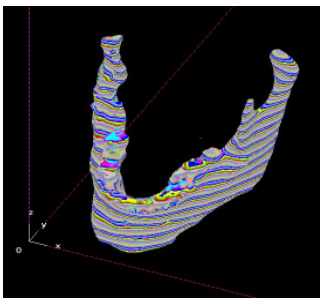

FIGURA 2.7-(f) Segmentação em camadas

FIGURA 2.7 – Etapas envolvidas na geração do geração do arquivo STL para modelos médicos (COELHO, 2003).

Conforme já citado, os sistemas de PR se comunicam com os sistemas CAD através de arquivos no formato STL.

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

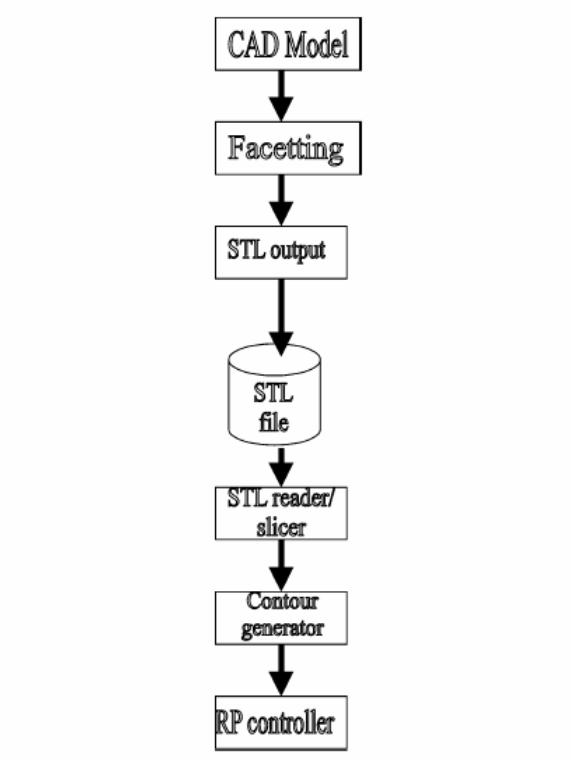

FIGURA 2.8 - Fluxo de dados entre o modelador CAD e a PR

Capítulo 3

3 PROTOTIPAGEM RÁPIDA NA MEDICINA

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 *Stereolitography* (SLA), *Selective*

Laser Sintering (SLS), *Fused Deposition Modelling* (FDM) e *Laminated Object Manufacturing* (LOM). Estas principais tecnologias são descritas na seqüência.

3.1 PRINCIPAIS PROCESSOS

STEREOLITOGRAPHY (SLA)

A *Stereolitography* 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 3.1.

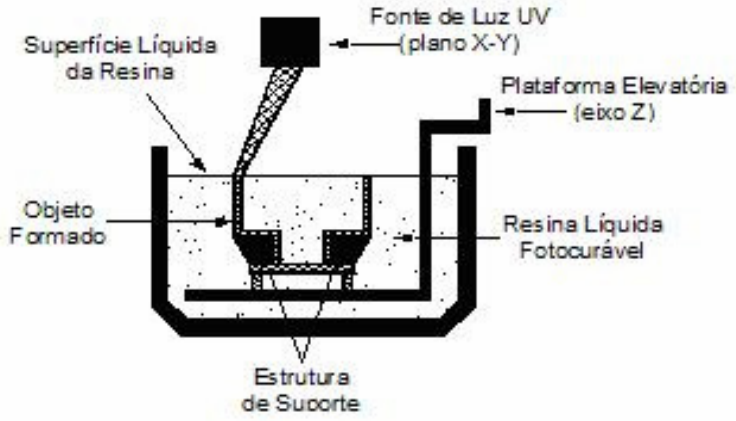

FIGURA 3.1 – *Stereolitography*

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 dirigida 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 3.2.

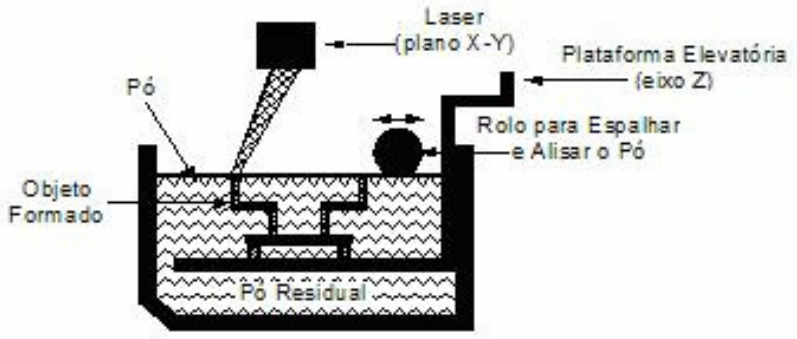

FIGURA 3.2 – *Selective Laser Sintering*

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 para sinterização. A peça, que possui uma relativa porosidade, é em seguida infiltrada com cobre resultando em uma peça constituída de metal composto.

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 3.3.

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.

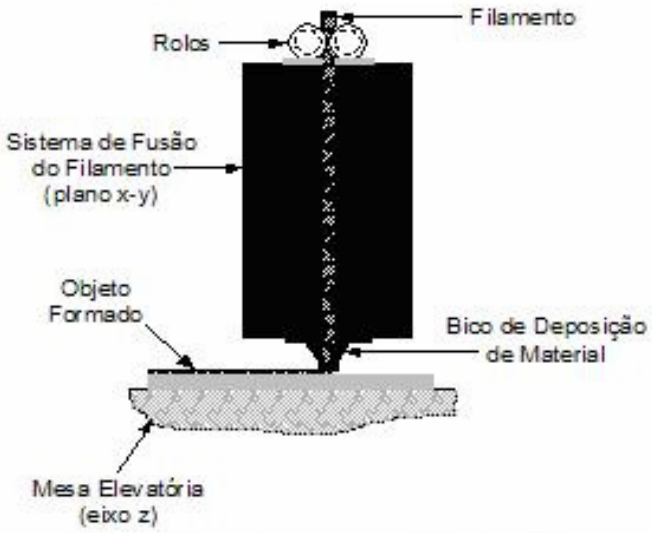

FIGURA 3.3 – *Fused Deposition Modelling*

3.2 PLANEJAMENTO DE PROCESSO

A construção de uma peça utilizando as tecnologias de prototipagem rápida possui uma seqüência de passos bem definida até que se chegue ao protótipo final.

O primeiro passo de todo projeto em prototipagem rápida é a modelagem 3D da peça que se deseja construir com o auxilio de um software CAD. Nesse ponto é feita a concepção daquilo que se pretende obter, em termos de dimensões e formas. Nesse ponto, já é possível ter noção quase exata daquilo que será a peça real é possível inclusive simular montagens no caso de um conjunto composto por várias partes e até mesmo o movimento relativo entre as peças, para o caso onde se necessita estudar os graus de liberdade e possíveis interferências.

O segundo passo é gerar os arquivos STL, que consiste em transformar o modelo 3D obtido, que é continuo e uniforme em um modelo com as mesmas formas e dimensões, porém definido por uma malha de triângulos, com vértices orientados pela regra da mão direita, cujo polegar aponta a direção de um vetor normal a cada triângulo, a orientação do vetor assim definido aponta para o lado vazio da peça conforme ilustrado na FIGURA 3.4-1.

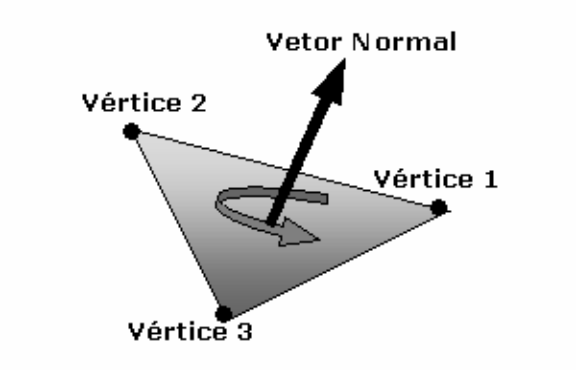

FIGURA 3.4.-1 - Orientação do vetor normal em um triângulo gerado em STL

Cada triângulo pertencente à malha gerada que define a figura possui cada um de seus vértices localizado através de coordenadas (x,y,z) em relação a um sistema de eixos triortogonais, conforme ilustra a FIGURA 3.4-2.

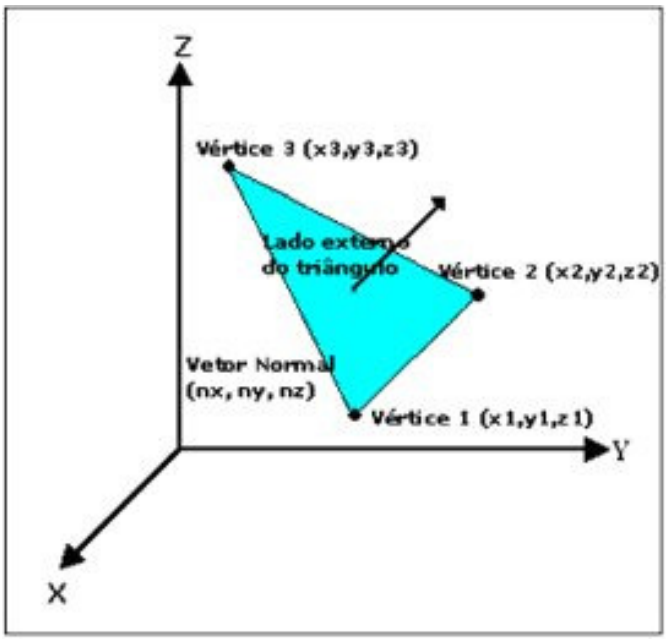

FIGURA 3.4-2 - Triângulo STL localizado no sistema de eixos (VOLPATO, 2007)

A maioria dos softwares CAD gera os arquivos STL e, ao fazê-lo tornam a figura independente do software CAD utilizado, facilitando a interpretação pelo software da máquina PR que irá fazer os procedimentos para prototipar a peça moldada em CAD. A FIGURA 3.4-3 (a) ilustra uma peça modelada em CAD e logo após representada já no formato STL. (FIGURA 3.4-3 (b))

Nota-se facilmente através do detalhe ampliado que está representado na FIGURA 3.4-3 (c) a malha de triângulos formada que, juntas definem a esfera. É evidente que quanto maior o número de triângulos da malha, mais perfeita será a definição da esfera, porém, dependendo do formato e complexidade da peça, isso pode provocar um aumento desnecessário do arquivo STL, o que irá ocasionar um tempo maior de processamento dos dados.

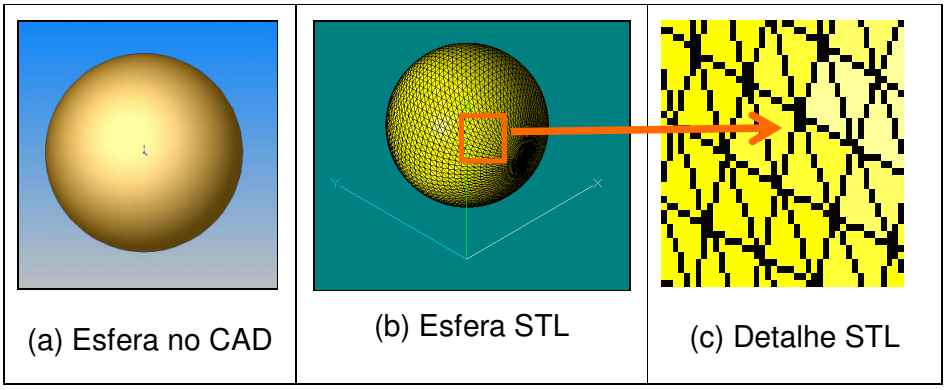

FIGURA 3.4-3 - Geração do arquivo STL a partir do arquivo CAD

(VOLPATO, 2007)

O terceiro passo é planejar o processo que será usado para a prototipagem O planejamento do processo é determinante para a qualidade do protótipo, bem como para o seu custo e tempo de produção. As considerações mais importantes desta etapa são aqui discutidas de uma forma geral e não para processos específicos.

Nessa fase serão definidos os parâmetros da prototipagem em si tais como: posicionamento da peça dentro do volume onde ocorrerá a construção da peça, a direção do fatiamento da peça, as espessuras de cada fatia e, também de que forma cada fatia será preenchida, bem como o caminho que

o dispositivo de preenchimento percorrerá a camada, dependendo da tecnologia utilizada, nessa fase são definidas também as estruturas de suporte onde necessário.

Esse planejamento definirá a qualidade do protótipo obtido em termos de resistência mecânica, aparência e necessidades maiores ou menores de ajustes e também o tempo e custo do protótipo. É necessário, então, que se faça uma otimização para se chegar ao melhor resultado possível para aquela tecnologia escolhida para a prototipagem.

O quarto passo é gerar os arquivos para a prototipagem, de acordo com o que foi projetado no item anterior. Esta etapa consiste em utilizar o software da máquina para programar a execução de tal forma que os passos dados sejam de acordo com o estipulado no item anterior.

O quinto passo é a execução da peça propriamente dita, de acordo com os procedimentos planejados nos itens anteriores. Depois de terminada essa fase, teremos o protótipo bruto da peça.

O sexto passo consiste em analisar o protótipo bruto, efetuando medidas, testes de conformidade, resistência, encaixes, folgas, acabamentos, corrigindo as falhas existentes, se possível. Após as análises e correções feitas se o protótipo estiver atendendo aos padrões de qualidade exigidos, estará pronto para o uso caso contrário os erros encontrados serão transformados em dados para que as correções sejam feitas no projeto.

O sétimo passo é tomar as informações necessárias para planejar as alterações de projeto necessárias para que a peça passe a atender aos padrões de exigências inicialmente definidos. Isto feito reinicia-se o ciclo com uma nova modelagem CAD.

A peça construída utilizando as tecnologias de prototipagem rápida está sujeita às limitações e possíveis defeitos inerentes ao próprio método construtivo, portanto, está sujeita a erros e conseqüentemente, deve-se prever a necessidade de correções ou ajustes. Para que uma peça produzida atinja o nível de qualidade desejada as etapas contidas no ciclo devem ser

repetidas quantas vezes forem necessárias para que a peça esteja dentro dos padrões exigidos

3.3 APLICAÇÕES

OTT, A.; PELZER, R.F.; IRLINGER (2005) através de implantes osteosintegráveis como material de substituição por prototipagem rápida explicam que um requerimento chave no campo do tecido do osso é o desenvolvimento de estruturas *scaffolds* na qual as células se aderem. Isso pode ser feito fabricando moldes por procedimentos diretos como a impressão em 3D ou procedimentos indiretos como modelagem.

Com o processo de impressão em 3D, estruturas diferentes foram construídas usando o pó de hydroxyapatite e um especial material de junção. Depois as estruturas 3D foram sinterizadas para o processo de modelagem. Moldes têm sido feitos de diferentes resinas por stereolitrografia e outros processos usando polímeros e ceras. Essas estruturas foram preenchidas pela suspensão de hydroxyapatite. Comparado ao processo de impressão em 3D uma resolução melhor pode ser obtida aqui. Mas há restrições para o nível de porosidade.

DUFLOU, J.R. et al (2005) na Produção de placa de crânio demonstram que se uma grande parte do crânio está intacta a placa de crânio pode ser modulada a partir da Tomografia Computadorizada da cabeça do paciente. Por outro lado, o design da placa é baseado na forma similar do crânio mais ou menos padronizada. As Tomografias Computadorizadas produzem uma série de imagens seccionais cruzadas da cabeça do paciente. Os programas podem combinar essas imagens para criar um modelo CAD 3D do crânio do paciente. As técnicas de reconstrução para modelar uma placa de crânio podem ser manuais ou semi-automatizadas no método CAD.

O método mais comum utilizado de técnicas de reconstrução é a modelagem por argila e espátula feita em laboratório. Os dados obtidos são enviados a uma empresa de protótipos que produz a réplica do crânio usando *Stereolithography*. Com essa réplica a reconstrução é esculpida.

O espelhamento é o segundo método na qual o dado da Tomografia Computadorizada é carregado no programa de computador e um pedaço do osso do lado saudável é cortado e espelhado para o lado do crânio com defeito, sendo que o trabalho manual é muito relevante no processo.

O terceiro método é a reconstrução por camada num ambiente de software especializado. Em cada pedaço da Tomografia Computadorizada o operador identifica a região de defeito e marca a correção. Uma vez que todos os pedaços são processados, um modelo CAD da placa é feito usando essas curvas. Esse método tem alcançado um grau de automatização, mas também depende do trabalho manual.

PEREIRA, C. et al (2005), através do desenvolvimento de modelos por elementos finitos para prever campos de força e de deformações em ossos reais utilizaram dois modelos. No primeiro método o modelo CAD 3D foi usado para realizar análise e embora uma variação linear tinha sido observada, os resultados foram significativamente diferentes dos dados experimentais devido a um posicionamento não preciso de construção e carregamento.

O segundo método consistiu de construir um modelo numérico com software de elementos finitos diretamente das seções digitalizadas. Já que as condições de limite foram parametricamente definidas foram facilmente mudadas. Os resultados obtidos nesse método foram encontrados para concordar melhor com os dados experimentais.

Os métodos de design para Prototipagem Rápida na medicina de implantes personalizados de cranioplastia foram apresentados por HIEU, L.C. (2003). O propósito do método é de reduzir o tempo e habilidades de design exigidas. Os métodos apresentados são aplicáveis a modelo de implante de cranioplastia personalizados para todos tipos de defeitos de crânio, inclusive defeitos múltiplos. Eles não eram só aplicáveis para o campo de RP médico, mas também por fazer implante personalizado de cranioplastia por CNC.

Os problemas relatados ao design do processamento de dados e manipulações para a modelagem do implante foram resolvidos. Com o uso de um programa de apoio ao design e bancos de dados, o processamento básico de dados foi automaticamente implementado e o tempo de design, então, reduzido a metade de um dia.

Finalmente, o implante é projetado com precisão, o modelo de implante de Prototipagem Rápida é realizado com a utilização das técnicas de ferramental rápido (RT). Sendo assim, o custo total do tratamento do paciente é minimizado.

SINGARE, S. et al (2005) no uso de Prototipagem Rápida para fazer implante de queixo feito sob encomenda aponta várias vantagens. Por exemplo, o modelo físico pode ser usado para muitas aplicações, ajustando avaliações, avaliação do aumento de queixo e outras coisas. Pode fabricar implantes precisos e oferecer um adequado e uma estética satisfatória ao paciente.

A integração desta técnica em aumento de queixo diminui o tempo de cirurgia e todo o planejamento pode ser feito no modelo físico antes de operação cirúrgica. O uso de Prototipagem Rápida em operação de queixo proporciona ajustes precisos. Também oferece uma forma de estética e ultrapassa os resultados obtidos por outros processos de modelagem.

3.4 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 4

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

IMAGENS TOMOGRÁFICAS

Para o desenvolvimento deste trabalho serão utilizados dados tomográficos de diversas clínicas de diagnóstico, com diferentes equipamentos. 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.

TRATAMENTO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS

Para o tratamento dos dados da tomografia e geração dos arquivos STL serão utilizados diferentes programas comerciais, descritos resumidamente abaixo:

1) 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 segmentados. 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.

2) 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.

SISTEMAS CAD

Serão utilizados os seguintes sistemas:

1) SolidEdge: comercializado pela empresa americana UGS, 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.

2) Magics: desenvolvido e comercializado pela empresa Materialise. Especialmente desenvolvido para manipulação de arquivos STL, possibilita operações de correções de dados, operações booleanas, "fatiamento" do modelo para prototipagem, entre outras funcionalidades. Possibilita também a geração de moldes para ferramental (Magics *tooling*).

3) Insight: desenvolvido e fornecido pela empresa americana Stratasys, ´e um software específico para operação da máquina FDM. Possibilita algumas operações básicas de CAD em 2D como correções de linhas nas camadas. Permite o posicionamento da peça a ser prototipada, geração de suportes, trajetórias de preenchimento das camadas e gera o arquivo de dados para a confecção da peça na máquina FDM.

EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

1) *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 256 Mb e monitor de 21 polegadas.

2) Máquina de prototipagem rápida FDM-8000: parte dos modelos foram construídos utilizando-se uma máquina de prototipagem rápida

modelo FDM 8000, fabricada pela Stratasys, de capacidade volumétrica 457 x 457 x 609 mm. Produz protótipos em plástico ABS.

3) Máquina de prototipagem rápida Z-CORP 310: também utilizada para a construção dos modelos, trabalha com pó à base de gesso. Apresenta a vantagem de não necessitar de estruturas suporte, o que é excepcionalmente interessante para aplicações na área médica.

4.2 MÉTODOS

Serão construídos biomodelos (estudos de caso) para implantes personalizados a partir de diferentes estratégias para a geração do implante, visando verificar limitações e dificuldades de cada uma. As estratégias a serem utilizadas serão:

1) geração do modelo computacional a partir de operação booleana de subtração entre o modelo com a falha e sua imagem especular, utilizando diretamente os arquivos STL;

2) geração do modelo computacional a partir de operação booleana de subtração entre o modelo com a falha e sua imagem especular, utilizando modelo CAD 3D gerado a partir dos diferentes *slices* da tomografia, conforme trabalho desenvolvido por HUBINGER (1999);

3) geração do modelo computacional a partir de "desenho manual" nas imagens tomográficas.

A partir dos resultados obtidos acima, será proposta e desenvolvida metodologia que permita corrigir, ou minimizar as dificuldades e limitações encontradas. Para este novo procedimento serão também construídos protótipos para validação dos resultados.

Capítulo 5

5 ESTUDOS DE CASO

5.1 CRANIOPLASTIA

Para este estudo será considerado um paciente com falha na região craniana que segue além da linha de simetria central, o que irá criar uma dificuldade adicional no projeto do implante, conforme mostrado na FIGURA 5.1.

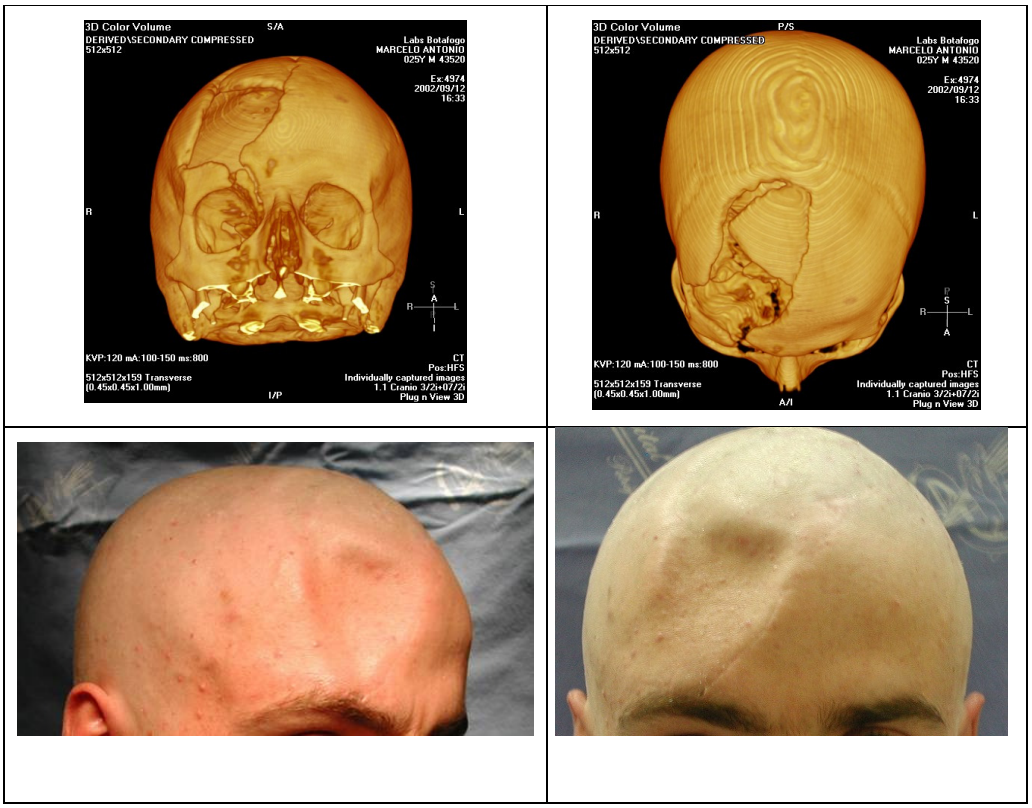

FIGURA 5.1 – Imagens do estudo para cranioplastia

O problema, portanto consiste em gerar um modelo que cubra a falha craniana do paciente, inicialmente na forma de protótipo (biomodelo) para posteriormente ser utilizado para a geração do implante em material biocompatível. Como comentado anteriormente foram utilizadas diferentes estratégias para gerar o modelo computacional, discutidas a seguir.

5.1.1 Operações booleanas

O primeiro procedimento adotado foi a partir da operação booleana entre o modelo com falha e sua imagem especular. Isto pode ser feito de duas maneiras diferentes:

- utilizando sistema CAD: neste caso a criação do modelo CAD a partir dos dados tomográficos foi feita utilizando o procedimento desenvolvido por HUBINGER (1999);

- utilizando diretamente o arquivo STL: neste caso o modelo em STL da peça com falha é utilizado diretamente na operação. Para este caso, utilizou-se o pacote computacional Magics, da empresa Materialise – Bélgica.

Ambas as possibilidades foram utilizadas e os resultados obtidos nesta aplicação foram similares, contudo deve-se ressaltar que a primeira opção, embora consumindo maior tempo computacional, trabalha diretamente com entidades gráficas do sistema CAD, o que possibilitaria uma série de outras operações como, por exemplo, o projeto e montagem (*assembly*) de outros componentes no mesmo ambiente e integração com sistemas CAE e CAM de uma forma mais geral.

As imagens dos modelos originais e espelhados são mostradas a seguir, juntamente com o modelo computacional do implante obtido.

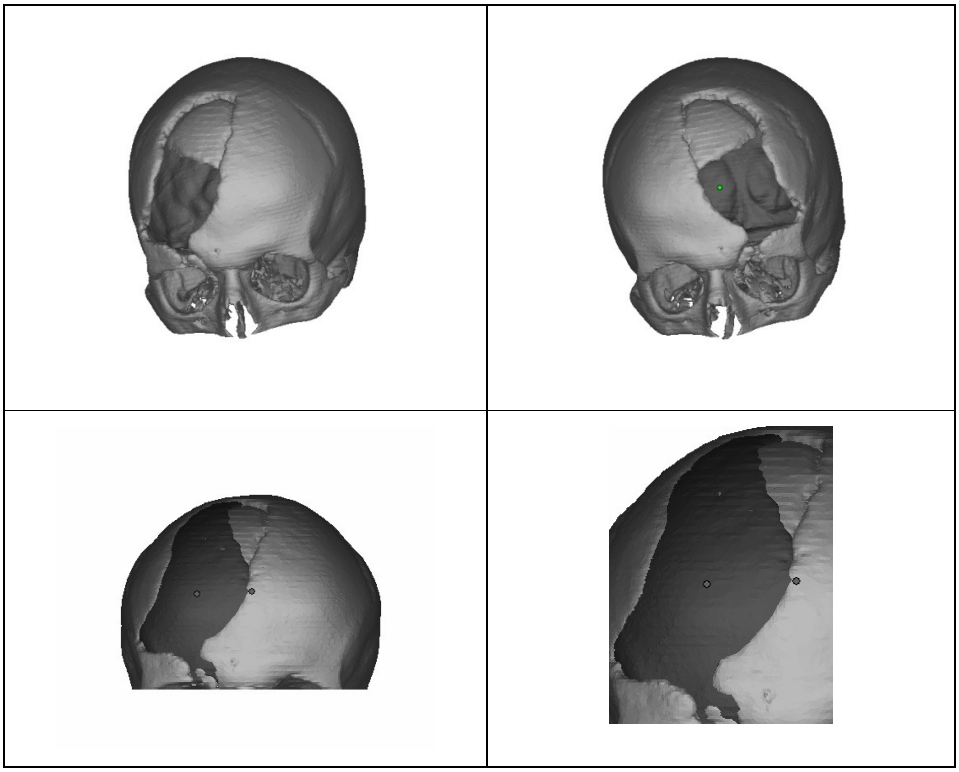

FIGURA 5.2 – Modelos CAD utilizados e resultado da operação booleana de subtração.

Embora visualmente as peças pareçam ter encaixe perfeito, algumas dificuldades forma encontradas quando da execução das operações booleanas:

- dificuldade de sobrepor os dois modelos (com falha e sua imagem especular), devido à falta de simetria do modelo. Isto traz como conseqüência principal o não encaixe exato do implante na falha devido à erros nas bordas do modelo;

- como a falha ultrapassa a linha central do modelo, a operação de espelhamento não cobre completamente a falha, resultando em um implante que não cobre integralmente a falha do paciente;

Dessa forma, este procedimento por si só não se mostrou totalmente adequado à geração do modelo do implante.

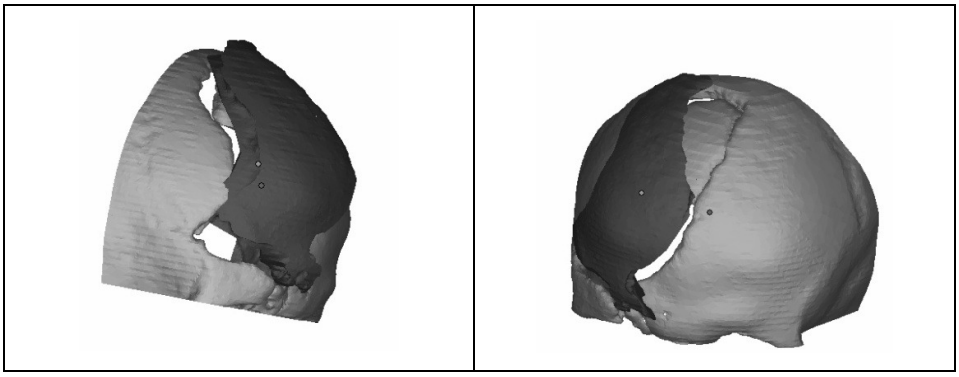

FIGURA 5.3 – Dificuldade de ajuste das bordas e preenchimento da falha.

5.1.2 Geração do implante na tomografia

Neste caso, procede-se ao preenchimento da falha diretamente nas imagens tomográficas, conforme ilustrado nas figuras.

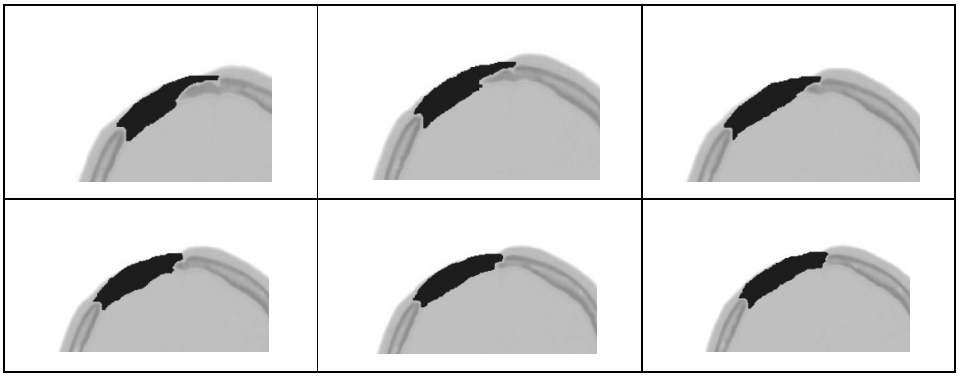

FIGURA 5.4 – Preenchimento da falha diretamente nas imagens tomográficas

As dificuldades encontradas neste procedimento foram:

- processo extremamente trabalhoso, que demanda tempo excessivamente grande de trabalho, o que o torna praticamente inviável;

- dificuldade de ajustar a correta geometria do implante. Isto é feito intuitivamente pelo operador, estando sujeito a erros;

- e o problema mais sério encontrado é a qualidade ruim da superfície do modelo gerado, conforme ilustrado na Figura seguinte, o que

causaria dificuldades extras na construção dos protótipos quando utilizando tecnologias que necessitem da construção de suporte, como por exemplo, as tecnologias FDM e SLA.

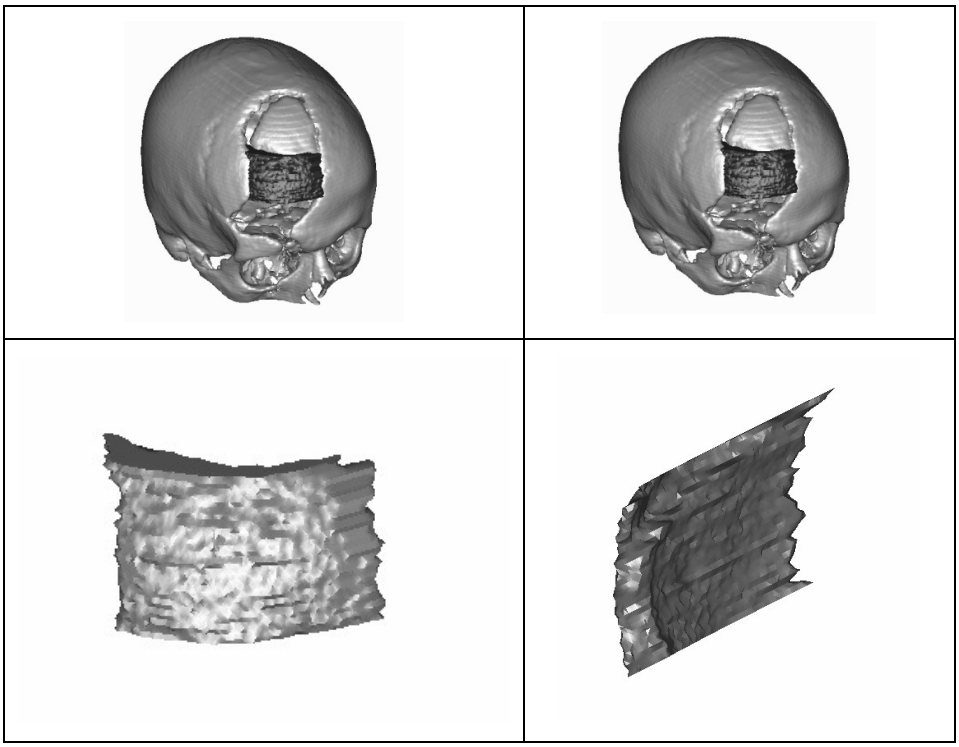

FIGURA 5.5 – Modelo gerado utilizando o desenho diretamente na tomografia

Contudo, deve-se ressaltar, que em alguns casos, o procedimento de desenhar nas imagens tomográficas pode ser interessante, principalmente quando se trata de formas geométricas bem definidas. Veja, por exemplo, a construção da mandíbula abaixo, na qual, desejava-se que o protótipo mantivesse a posição relativa dos côndilos, uma vez que iria proceder à retirada de parte da mandíbula. A estrutura de ligação (retangular na figura) foi gerada diretamente nas imagens e posteriormente reproduzida no modelo, garantindo assim a geometria original.

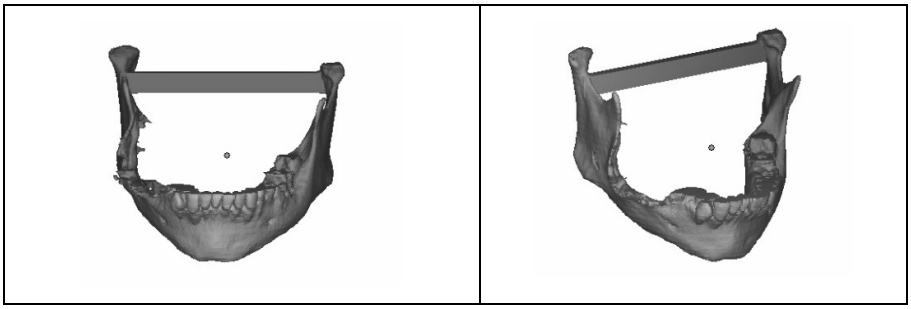

FIGURA 5.6 – Estrutura auxiliar criada na tomografia.

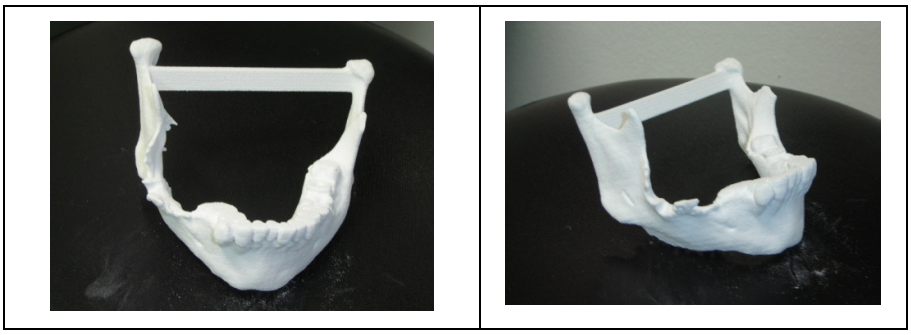

FIGURA 5.7 – Protótipos construídos.

5.1.3 Procedimento proposto

Em função das dificuldades encontradas nos procedimentos acima propõe-se a inclusão de uma fase posterior à operação booleana de subtração, visando a correção dos erros citados acima, em especial à questão do ajuste das bordas. Desta forma, o procedimento passaria a ser executado nas seguintes etapas;

- geração do modelo CAD a partir dos dados da tomografia, segundo procedimento desenvolvido por HUBINGER (1999);

- espelhamento (*mirror*) do modelo com a falha e sobreposição ao original;

- uso de operações de rotação e translação do modelo espelhado visando adequar seu posicionamento para o preenchimento da falha;

- operação booleana de subtração entre os dois modelos;

- posicionamento do modelo com a falha e o modelo do implante gerado;

- fatiamento (*slicing*) de ambos os modelos visando a prototipagem. O resultado serão curvas em 2D de ambas as peças, conforme figura abaixo;

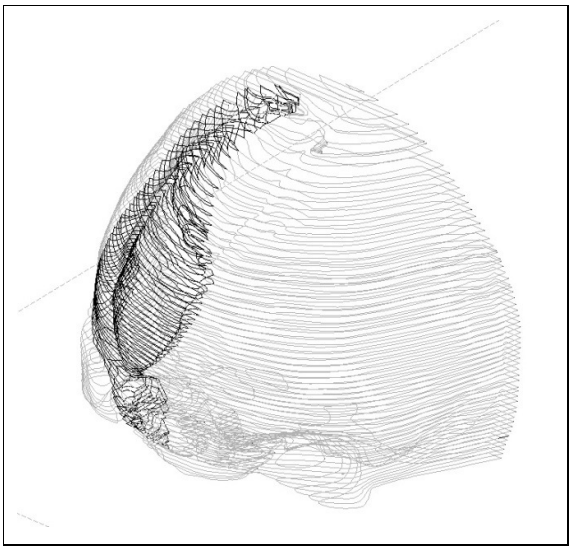

FIGURA 5.8 – Fatiamento do modelo.

- edição e ajuste das curvas (relativas ao implante) que apresentarem erros de concordância nas bordas;

FIGURA 5.9 – Procedimento proposto baseado na edição 2D das curvas resultantes do fatiamento do implante.

- geração de novas curvas (novos *slices*) para o preenchimento de regiões não preenchidas pela operação booleana (se necessário);

- Uso das novas curvas como entrada para operação de *loft protrusion* no sistema CAD para geração de novo modelo sólido;

- geração de novo arquivo STL para prototipagem;

Em principio seria mais adequado gerar os *slices* em espessuras que já correspondessem às camadas da construção do protótipo. Contudo isto demandaria tempo excessivo de trabalho do operador. Visando minimizar este trabalho, foi utilizado uma espessura de corte maior neste caso (1 mm) e posteriormente utilizou-se as operações de *loft protrusion* no sistema CAD para gerar o modelo sólido do implante e geração do arquivo STL.

Os resultados dos protótipos construídos bem como sua adequação ao modelo com a falha são mostrados nas figuras a seguir. São ilustradas também algumas imagens da cirurgia, bem como do paciente após o procedimento cirúrgico, o que valida o procedimento proposto.

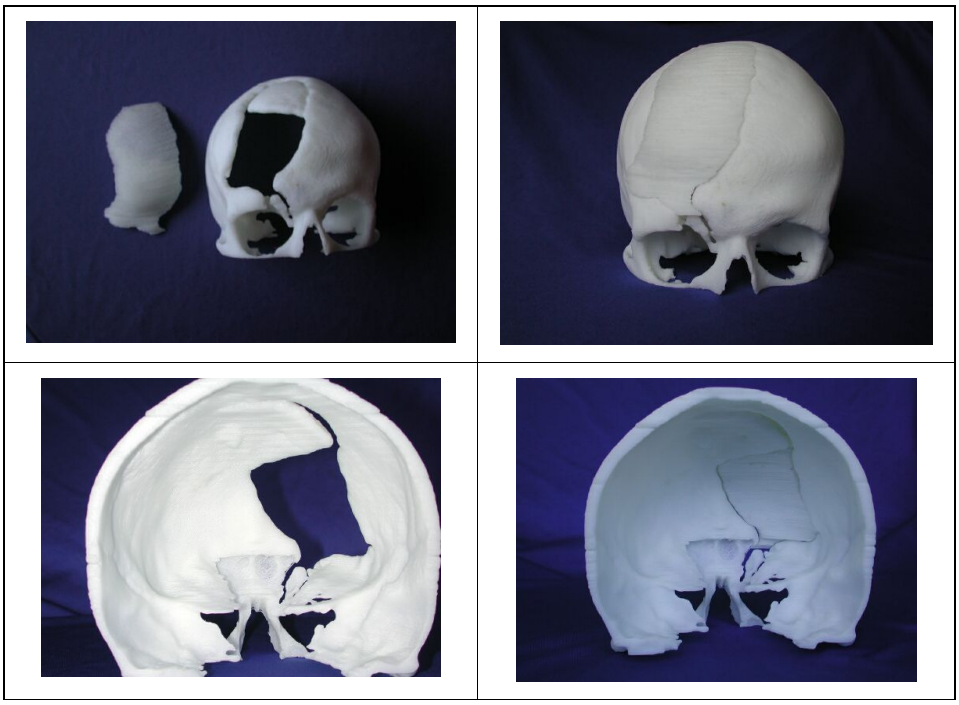

FIGURA 5.10 – Imagens do protótipo (biomodelo) obtido e sua adequação ao modelo com falha.

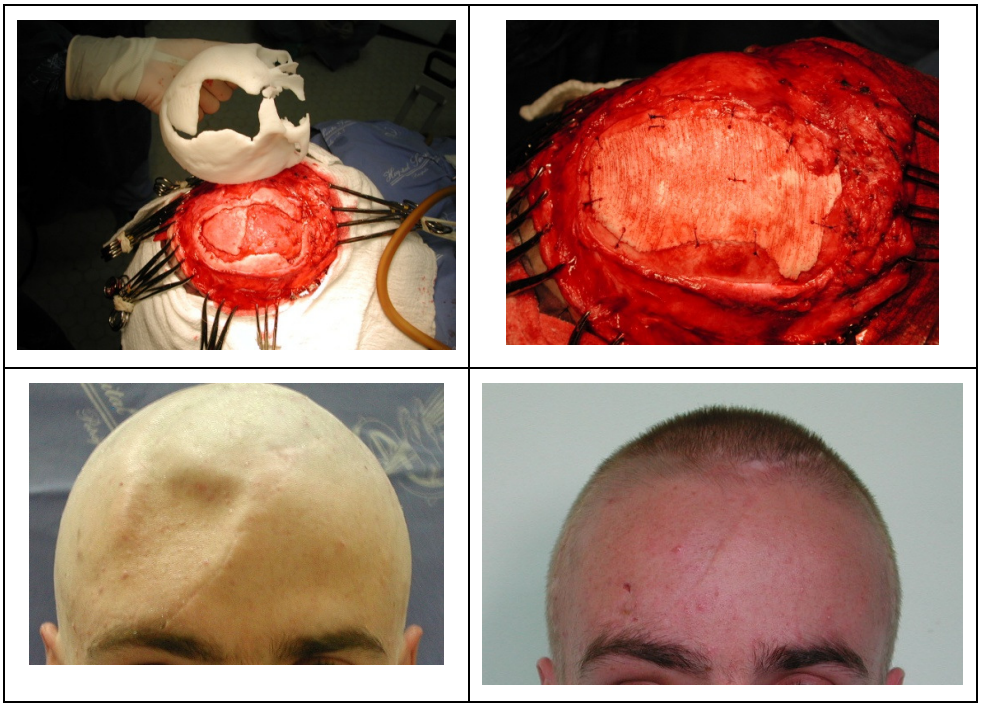

FIGURA 5.11 – Imagens da colocação do implante e resultado final.

5.2 BUCO-MAXILA

Neste estudo será analisado o caso apresentado na figura abaixo. Serão apresentadas a seguir as etapas realizadas para a correção da mandíbula do paciente, uma vez que para a região de crânio, é utilizado o procedimento já apresentado anteriormente.

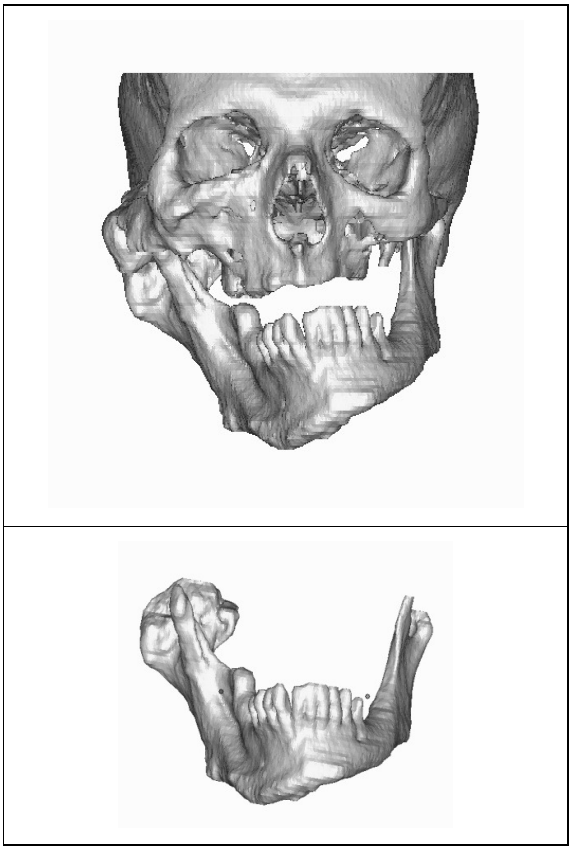

FIGURA 5.12 – Imagens do estudo para buco-maxila

Neste caso, o problema de encaixe das “bordas” do implante é bastante minimizado, uma vez que o implante que será desenvolvido irá substituir parte da mandíbula. Contudo, o uso adequado de operações no sistema CAD torna-se fundamental para a construção do modelo. Observa-se que, devido à deformidade do lado direito da mandíbula, há uma distorção da mesma em relação à linha de centro da face. Isto significa que simplesmente fazer um corte ao centro da mandíbula defeituosa, e posterior espelhamento do lado esquerdo, não irá gerar a peça desejada. As operações realizadas para se obter o modelo adequado da mandíbula foram:

- Determinação da linha de centro da face: neste caso foi utilizado como referencia o maxilar, com orientação do cirurgião:

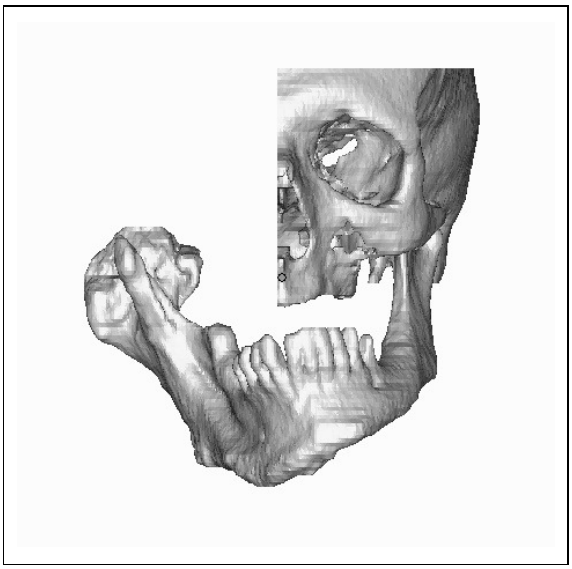

FIGURA 5.13 – Linha de centro da face para uso como referencia para o corte da mandíbula.

- Reposicionamento, através de operações de rotação e translação, da mandíbula em relação à maxila:

FIGURA 5.14 – Reposicionamento da mandíbula em relação à maxila.

- Corte da mandíbula na linha de simetria e espelhamento do lado esquerdo:

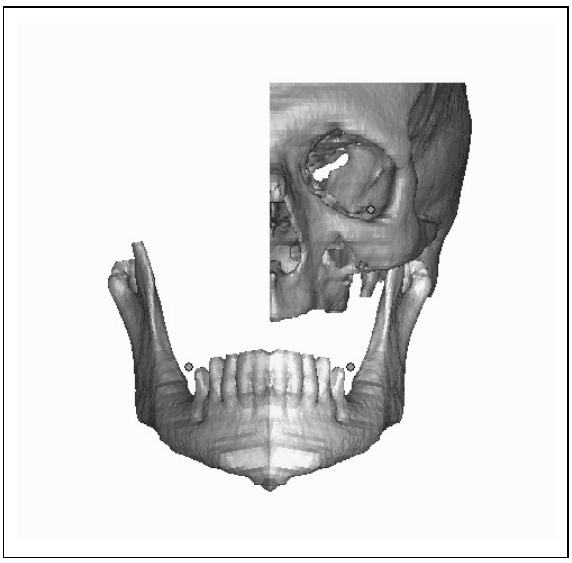

FIGURA 5.15 – Linha de centro da face para uso como referencia para o corte da mandíbula.

- geração do arquivo STL e construção do protótipo (biomodelo):

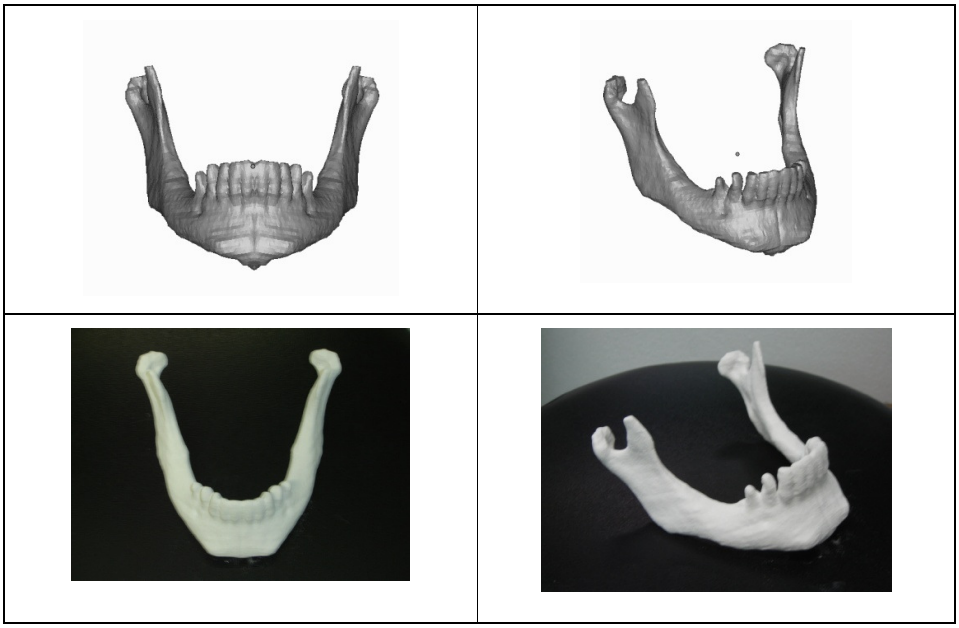

FIGURA 5.16 – Imagens do modelo computacional e do biomodelo confeccionado.

De posse dos biomodelos da mandíbula (com defeito e corrigida) o cirurgião na etapa seguinte definirá a região exata do corte em função dos requisitos de articulação e mastigação do paciente, através do uso de um articulador. A simulação deste articulador poderia também ser realizada no sistema CAD, mas envolveria um estudo mais exato dos aspectos biomecânicos do movimento, fugindo do escopo deste trabalho.

Ao final do resultado pode-se dizer que as operações disponíveis nos pacotes computacionais utilizados atenderam de maneira satisfatória os requisitos necessários à construção do biomodelo, não tendo sido necessário o desenvolvimento de novos algoritmos computacionais como no caso anterior.

Capítulo 6

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Como conclusões finais deste trabalho podem-se citar:

- O uso de biomodelos constitui uma alternativa viável para auxílio médico, planejamento pré-operatório e redução do tempo cirúrgico;

- Através da utilização adequada dos recursos disponíveis nos sistemas CAD é possível a obtenção de modelos médicos com acurácia adequada para o desenvolvimento de próteses personalizadas;

- Adicionalmente, o uso das tecnologias CAD pode fornecer dados significativos para análise de tensões e deformações em próteses, constituindo uma ferramenta de interesse na definição de suas dimensões e meios de fixação;

- O algoritmo de ajuste proposto e aplicado no caso da cranioplastia, conduziu à resultados extremamente satisfatórios;

- No caso da mandíbula, a geração do modelo corrigido através da operação de espelhamento no sistema CAD, possibilitou a perfeita correção da falha óssea, fornecendo ao cirurgião um modelo correto a ser usado como referencia para o planejamento cirúrgico.

6.1 Sugestões para trabalhos futuros

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

- O estudo e desenvolvimento de softwares e/ou interfaces que possibilitem que as correções das bordas, segundo o algoritmo proposto possam ser realizadas de maneira mais rápida, como menor necessidade de intervenção do operador;

- Ampliação dos estudos realizados para projeto de dispositivos e análises cinemáticas nos sistemas CAD;

- Utilização dos modelos CAD em modelagem por elementos finitos dos implantes;

- Desenvolvimento e aplicação do estudo realizado para projeto de implantes em outras áreas de interesse, como implantes de quadris, joelhos e outros.

Capítulo 7

7 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.

COELHO, M. A. O. Modelamento médico: uma integração entre CAD, CAE, Engenharia Reversa e Prototipagem Rápida., *Dissertação de Mestrado*, EESC-USP, 2003, 85 p.

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.

DUFLOU J.R. et al (2005). Medical application of single point incremental forming: Cranial plate manufacturing. BARTOLO, P.J. et al. Virtual Modeling and Rapid Manufacturing, London. p. 161-166.

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.

HIEU, L.C. et al (2003). Design for medical rapid prototyping of cranioplasty implants. *Rapid Prototyping Journal.* v. 9, n. 3, p. 175–186.

HUBINGER, A. Z.; CARVALHO, J.; LIRANI, J. (1999). Rapid prototyping – concepts, techniques, applications and future trends. *XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica*, Águas de Lindóia – SP.

HUBINGER, A. Z. Obtenção de modelos CAD tridimensionais a partir de imagens tomográficas para auxílio em cirurgias corretivas, *Dissertação de Mestrado*, EESC-USP, 2002, 97 p.

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.

MIERITZ, B.; DICKENS, P. M., (1996). A European Strategy for RP and Manufacturing. European Action for Rapid Prototyping (EARP), June 1996.

NAKAGAWA, T. (1998). Advances in Prototype and Low Volume Sheet Forming and Tooling. Journal of Materials Processing Technology, p.244-250.

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.

OTT, A.; PELZER, R.F.; IRLINGER (2005). Fabrication of bone substitute material by rapid prototyping. BARTOLO, P.J. et al. Virtual Modeling and Rapid Manufacturing, London. p. 133-138.

PAN, X. (1998). A general approach for multidimensional smoothing. *Medical Physics*, v. 25, n. 4, p. 562-570, Apr.

PEREIRA, C. et al (2005). Development of a finite element model to predict stress and strain fields in real bones. BARTOLO, P.J. et al. Virtual Modeling and Rapid Manufacturing, London. p. 197-203.

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 tíbia humana: proposta de metodologia*. São Carlos. 254p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

SINGARE, S. et al (2005) Customized design and manufacturing of chin implant based on rapid prototyping. *Rapid Prototyping Journal,* v. 11, n. 2, p. 113–118

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.

VOLPATO N. et al (2007). Os principais processos de prototipagem rápida. Prototipagem Rápida – Planejamento de Processo. Cap. 4.

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.

Apêndice

Dada a importância do trabalho desenvolvido por HUBINGER (2002), é feita a seguir uma breve descrição do que foi desenvolvido.

O trabalho desenvolve uma nova alternativa, por considerar desvantajosa a utilização da tecnologia de prototipagem rápida 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. Sendo assim, foi desenvolvido a simulação da cirurgia em um modelo CAD através de operações matemáticas equivalentes às técnicas utilizadas nas cirurgias. Os modelos obtidos são 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.

MÉTODOS

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 desenvolvida 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, foi utilizado o modelo matemático em CAD para produzir o modelo médico, necessário para efeito de validação e implementação de futuras correções. Este modelo foi comparado com a mandíbula original e também confrontado com o modelo obtido pelo método A, levantando-se suas eventuais divergências.

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.

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.

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

MÉTODO B

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.

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,

Observou-se que 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.

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.

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.