UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Processamento de Imagens Médicas Tomográficas para Modelagem Virtual e Física - O software *InVesalius*

Autor: Ailton Santa Bárbara
Orientador: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

20/2006

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS E PROCESSO DE FABRICAÇÃO

Processamento de Imagens Médicas Tomográficas para Modelagem Virtual e Física - O software *InVesalius*

Autor: Ailton Santa Bárbara
Orientador: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Materiais e processos de fabricação.

Tese de doutorado apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2006
SP – Brasil

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

Santa Bárbara, Ailton
Sa59p Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física – o software *InVesalius* / Ailton Santa Bárbara.--Campinas, SP: [s.n.], 2006.

Orientador: Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Imagem tridimensional. 2. Diagnostico por imagens. 3. Processamento de imagens. 4. Tomografia computadorizada. I. Zavaglia, Cecília Amélia de Carvalho. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Titulo em Inglês: Tomography's medical image processing for virtual and physic's modeling – the *InVesalius* software
Palavras-chave em Inglês: Rapid Prototyping, Biomodeling, 3D visualization, 3D medical imaging, Medical image segmentation
Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação
Titulação: Doutor em Engenharia Mecânica
Banca examinadora: Jonas Carvalho, Pedro Puech Leão, Paulo Sollero e Luiz Sergio Marcelino Gomes.
Data da defesa: 24/02/2006

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

DEPARTAMENTO DE MATERIAIS E PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

TESE DE DOUTORADO

Processamento de Imagens Médicas Tomográficas para Modelagem Virtual e Física - O software *InVesalius*

Autor: **Ailton Santa Bárbara**
Orientador: **Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia**

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Tese:

_____
Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia
Instituição DEMA/FEM/UNICAMP.

_____
Prof. Dr. Jonas Carvalho
Instituição EESC/USP.

_____
Prof. Dr. Pedro Puech Leão
Instituição USP/HC/SP.

_____
Prof. Dr. Paulo Sollero
Instituição DMC/FEM/UNICAMP.

_____
Prof. Dr. Luiz Sergio Marcelino Gomes
Instituição Univ. Federal Rio Grande do Sul.

Campinas, 24 de fevereiro de 2006.

Dedicatória:

Dedico este trabalho à minha querida esposa Débora e meus três filhos Rachel, Matheus e Ligia.

Agradecimentos

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem, e com certeza, muitos serão esquecidos nesta menção, mas não na historia deste projeto:

Aos meus pais pelo incentivo em todos os momentos da minha vida.

A dois grandes incentivadores sem os quais eu realmente não teria seguido: a minha orientadora Profa. Cecília, e ao Jorge Vicente L. Silva que esteve comigo desde o inicio deste projeto e acreditou nele.

A todos os colegas do departamento de Desenvolvimento de Produtos, do Centro de Pesquisas Renato Archer – CenPRA que ajudaram de forma direta e indireta na conclusão deste trabalho, e em especial aqueles que estiveram próximos do *InVesalius*: Bruno Cassaro Dal'Ava; Carlos Eduardo Saura; Glauco Buzini da Costa Silva; Marcelo Fernandes de Oliveira; Marcelo Amati; Mauricio Inforçati; Richard Gallo.

A todos os médicos que acreditaram neste trabalho e que o tornaram possível graças a suas colaborações. Cito em especial aqueles que ficaram ao longo de toda esta jornada e aqueles que deram inicio a ele: Dr. Luis Antonio Ataíde Cardoso, Dr. Higino Steck, Dr. Giovanni de Giacomo, Dr. Tomas Puga, Dr. André Carolli, e em especial Dr. Cássio Raposo do Amaral (†2005), Dr. Carlos Melro, Dr.Wagner Ribeiro e Dr. Roberto Macoto.

Resumo

SANTA BÁRBARA, Ailton, Processamento de Imagens Médicas Tomográficas para Modelagem Virtual e Física - O software *InVesalius*, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006. Dissertação (Doutorado)

O objetivo deste trabalho foi desenvolver o software *InVesalius*, que cria modelos virtuais tridimensionais de estruturas anatômicas a partir de imagens médicas tomográficas. O software *InVesalius* permite a visualização, análise e segmentação dos modelos virtuais, além de viabilizar a confecção de modelos físicos com o auxílio da prototipagem rápida, por meio da exportação de dados no formato apropriado.

Para que o software *InVesalius* funcione de maneira adequada e gere modelos fiéis e precisos das anatomias que se quer representar, os dados que chegam até ele devem, obrigatoriamente, respeitar determinados parâmetros de qualidade. Este trabalho analisa quais são esses parâmetros e propõe um protocolo para a aquisição de imagens médicas, em exames de tomografia computadorizada, destinadas à reconstrução tridimensional. São apresentadas e discutidas as técnicas envolvidas no processo de transformação dessas imagens em modelos virtuais e, posteriormente, em modelos físicos.

A propedêutica por imagem é uma ferramenta chave na medicina – tanto para diagnóstico, especialmente o precoce, quanto para escolha e planejamento terapêuticos. Por isso, o software *InVesalius* foi desenvolvido para ser utilizado de forma corrente nos serviços públicos de saúde brasileiros: trata-se de uma ferramenta simples, robusta, multiplataforma (executável em Windows e Linux), com comandos em português, funções claras e diretas, de fácil manuseio e rápida quando executada em microcomputador PC. Livre e gratuito, o *InVesalius* emprega os

mais recentes desenvolvimentos da engenharia de software, como a programação orientada a objetos, e integra softwares livres de fontes confiáveis. Sua interface amigável diferencia-o dos produtos similares já existentes – softwares importados com alto custo de aquisição, uso e manutenção, interessantes para pesquisa, mas não para a prática médica diária.

A possibilidade de trabalhar com imagens tridimensionais em seu consultório ou no hospital é de grande valor para o cirurgião. Os modelos tridimensionais facilitam e complementam a elaboração mental que o cirurgião faz, a partir de imagens médicas bidimensionais, das estruturas anatômicas de seus pacientes. Com os modelos, ele tem uma visão mais realista dessas estruturas, o que favorece o processo de diagnóstico e a escolha da conduta.

Os procedimentos cirúrgicos requeridos no tratamento de diversas patologias podem ser mais simples, baratos e eficientes com o uso das tecnologias de visualização e análise tridimensional de imagens médicas e de prototipagem rápida. Além de facilitar o diagnóstico, os modelos virtuais e físicos permitem que o cirurgião faça um planejamento detalhado e simule com antecedência as intervenções mais complexas – que envolvem, por exemplo, alto grau de deformidade facial ou a colocação de próteses. Os modelos virtuais e físicos ainda podem servir como um meio de compartilhamento de idéias e de integração entre os membros das equipes médicas. Eles melhoram a capacidade de visualização, verificação, interação e otimização diante da situação clínica, possibilitando a realização de testes e exames e a identificação precoce de problemas.

O software *InVesalius* é uma ferramenta complementar a todos os métodos convencionais utilizados atualmente para planejamento cirúrgico. Seu desenvolvimento é resultado de uma estreita colaboração entre engenharia e medicina: o aperfeiçoamento do software e a adaptação da tecnologia de prototipagem rápida ao uso médico aconteceram com base em experiências clínicas concretas. Ao mesmo tempo, o contato dos cirurgiões com essas novas tecnologias tem contribuído para o avanço da própria prática médica. Espera-se que o processo aqui apresentado – da aquisição de imagens tomográficas à confecção de modelos virtuais e físicos – seja crescentemente divulgado e passe a fazer parte da rotina dos procedimentos cirúrgicos, sobretudos nos serviços de saúde pública.

Palavras Chave

Prototipagem rápida, biomodelagem, visualização 3D, imagem médica 3D, segmentação de imagem médica.

Abstract

SANTA BÁRBARA, Ailton, Tomography's medical Image Processing for virtual and physics' modeling – The *InVesalius* software, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006. (Doctor Degree)

The aim of this project was to develop the *InVesalius*. *InVesalius* is software, which, based on computed tomography or magnetic resonances images, creates three-dimensional virtual models of anatomical structures. InVesalius software not only allows visualization, analysis and segmentation of images, but also generates virtual models required for rapid prototyping, handling the appropriate data format.

In order to work adequately and to generate faithful and precise models of the anatomical structures, appropriate data has to be entered in the software, respecting a certain format and parameters of quality. This work show and analyzes what parameters should be set, proposing a protocol for medical images' acquisition destined to the three-dimensional reconstruction. In addition, techniques involved in both virtual and physical models' transformation process are presented and discussed.

Propedeutics by image is a key tool in medicine, consisting on non-invasive techniques such as images and models reconstruction for clinical analysis. It is used for diagnosis, especially in precocious cases, being also used for therapeutical decisions and planning. Therefore, InVesalius is software of extreme importance.

The software was developed to be currently used in Brazilian public health services: it is a uncomplicated, robust and multiplatform (can be operated under Windows and Linux) tool. It has

commands in Portuguese and the use of its functionalities is clear and direct, being easy to manipulate. InVesalius can be run on PC microcomputer, while other programs in the area require expensive enterprises. Free and without associated cost, it uses the most recent developments of software engineering. Written with an object-oriented language, it integrates large project's open source codes, as VTK and ITK libraries. In regards to human computer interface, the software's friendly graphical interface differentiates it from the similar products in the market. These products consist of imported soft wares with high cost of acquisition, use and maintenance. In addition, they are interesting for research, but not for the daily medical practice.

The opportunity of working with three-dimensional images at one's office or at the hospital is of great value to the surgeon. Three-dimensional virtual models facilitate and complement the model surgeons usually create mentally. This mental model is based on two-dimensional images acquired through medical tests, giving an imprecise idea of the real anatomical structures of one's patients. Having the models InVesalius generates in hands, a surgeon has a more realistic view of these structures, what enables a more precise diagnostic and the decision for a more adequate procedure according to the case.

The surgical procedures required in the treatment of diverse pathologies can be simpler, cheaper and more efficient with the use of the technologies of three-dimensional visualization and analysis of medical images and rapid prototyping. Besides facilitating the diagnosis, the virtual model and physical rapid prototyping model allow the surgeons to make a detailed planning and to simulate interventions that are more complex. Virtual and physical models can also serve as a way of sharing ideas and integrating the members of the medical teams. They improve the capacity of visualization, verification, interaction and optimization in face of the clinical situation, making possible the accomplishment of tests and examinations and the precocious identification of problems.

InVesalius software is a complementary tool to all the conventional methods used currently for surgical planning. Its development is the result of a narrow collaboration between engineering and medicine. In one hand, the software development and the adaptation of rapid prototyping technology towards medical area have been based on concrete clinical experiences. On the other

hand, the contact of the surgeons with these new technologies has been contributing for the advance of medical practice.

Mostly, it expects that the process presented in this document - from the acquisition of tomography images to the creation of virtual and physical models - will be increasingly divulged and become a part of the routine of the surgical procedures, especially in the public health services.

Key Words
Rapid prototyping, biomodeling, 3D visualization, 3D medical imaging, medical image segmentation.

Índice

Lista de Tabelas xxiv

Abreviações xxii

1 Introdução 1

1.1 Objetivos 1

1.2 Motivação 2

1.3 Tecnologias envolvidas 7

1.3.1 Aquisição de dados 8

1.3.2 Protocolo DICOM para comunicação de dados 9

1.3.3 Processamento de imagens e reconstrução de dados 10

1.3.4 Sistemas CAD 12

1.3.5 Prototipagem Rápida – PR 14

1.3.6 Tecnologia de Prototipagem Rápida e Cirurgia 19

1.3.7 Planejamento e simulação cirúrgica craniofacial 20

1.3.8 Planejamento cirúrgico ortopédico 29

1.3.9 Simulação virtual de cirurgia 30

1.3.10 Próteses e Implantes 30

1.3.11 Ensino e Treinamento 33

1.4 Considerações de custo / benefício sobre o uso de Imagens 3D

e Prototipagem Rápida 34

1.5 Discussão 35

2 Aquisição de Imagens Médicas 38

2.1 Evolução das Técnicas Radiológicas 39

2.2 Exames Diagnósticos 40

2.3 Radiografia de filme plano 41

2.3.1 Absorção de Raios-X no corpo humano 42

2.4 Tomografia convencional (Planigrafia) 45

2.5 Tomografia volumétrica 46

2.6 Tomografia computadorizada – TC 46

2.6.1 Formação imagem tomográfica 47

2.6.2 Tomografia planar e tomografia helicoidal 50

2.6.2.1 Pitch 57

2.6.3 Múltiplas linhas de detectores 58

2.6.4 Tipo de imagem 58

2.6.5 Reconstrução 61

2.6.5.1 O que se está medindo 63

2.6.6 Característica da imagem digital 64

2.6.6.1 Imagens Analógicas e Digitais 66

2.6.6.2 Fase de conversão digital para analógico 67

2.6.6.3 Escala de Hounsfield 72

2.6.6.4 Técnica de janelamento 75

2.7 Gerenciando doses de radiação ao paciente 77

2.8 Arquivamento dos dados 79

2.8.1 Formatos de Imagens 81

2.8.1.2 DICOM 81

2.9 Discussão e proposta de uma metodologia de aquisição de imagens de TC 84

2.9.1 Radiologista 84

2.9.2 Qualidade da imagem 86

2.9.2.1 Parâmetros de qualidade de imagem 87

2.10 Exemplo de parâmetros de aquisição de um TC 140

2.11 Tecnologia de Imagem medica 141

3 Aquisição analise e visualização de imagens 3D 144

3.1 Visualização 3D 145

3.2 Aspectos da Interface Homem-Computador 147

3.2.1 Questões de Percepção 148

3.3 Técnicas de Visualização 150

3.3.1 Displays – Detalhes e Contexto 150

3.3.2 Visualização de Volume 151

3.3.3 Considerações do Sistema de Visualização de Dados 151

3.4 Aspectos sobre Desenvolvimento do Software 153

3.4.1 Algumas questões sobre desenvolvimento do software 153

3.4.2 Problemas no Desenvolvimento de Software 154

3.4.3 Domínio da Informação 156

3.4.4 Revisões de software 158

3.5 Manutenção de Software 158

3.6 Obsolescência de software 160

3.7 Discussão 160

3.8 *InVesalius* 161

3.9 Análise do Software 165

3.9.1 Por que estas ferramentas de software 166

3.9.2 Ferramentas de Desenvolvimento 170

3.9.2.1 CVS 170

3.9.2.2 Doxygen 170

3.9.2.3 Cmake 172

3.9.2.4 Python 172

3.9.2.5 VTK 174

3.9.2.6 ITK 176

3.9.2.7 SWIG 178

3.9.2.8 CableSwig 178

3.10 Funcionalidade dos Módulos do Software *InVesalius* 180

3.10.1 Entrada de dados 181

3.10.2 A inclusão do formato DICOM 183

3.10.3 Arquivo cabeçalho 184

3.10.4 Arquivos de imagem 186

3.10.5 Geração e exposição de imagem 2D 198

3.11 Renderização 202

3.11.1 Visualização não Gráfica 206

3.11.2 Rendering de Superfície 208

3.11.3 Rendering de Volume 210

3.12 Saída do software 212

3.13 Novos Recursos 215

3.13.1 Módulo de Modelagem 215

3.13.2 Editor de fatias 216

3.13.3 Desenho 218

3-13-4 Equalização de Histograma 219

3.13.5 Rendering Volume Direto 220

3.14 *Pipeline* de processamento de imagem 222

3.15 Segmentação 225

3.15.1 Implementação 228

3.15.2 Algoritmos de segmentação 229

3.15.2.1 Contorno 229

3.15.2.2 *Threshold* 230

3.15.2.3 Crescimento de região 232

3.15.2.4 Segmentação *Level Set* 234

3.15.2.5 Métodos Híbridos 240

4 Prototipagem Rápida – PR 246

4.1 O que é Prototipagem Rápida 248

4.2 História da Prototipagem Rápida 250

4.3 Utilidades e vantagens da Prototipagem Rápida 251

4.4 Diferenças em Processos Prototipagem Rápida 253

4.5 Representação de dados 253

4.6 Tempo de manufatura 254

4.7 Como a Prototipagem Rápida trabalha 254

4.7.1 Aquisição e captura de imagem 254

4.7.2 Validade e reparo do modelo 255

4.7.3 Regra de Formação de Triângulos 257

4.7.4 Reprodução do modelo 258

4.8 Alternativas à Prototipagem Rápida 259

4.9 Relação entre prototipagem rápida e complexidade geométrica 260

4.10 Benefícios 261

4-11 Limitações 261

4.12 Técnicas de Prototipagem Rápida 262

4.12.1 Estereolitografia – SLA 262

4.12.2 Sinterização Seletiva a Laser – SLS 264

4.12.3 Impressão tridimensional - 3D Printer 268

4.13 Aplicações de Prototipagem Rápida na Área Médica 271

4.14 Fontes de erros na prototipagem rápida 278

4.14.1 Problemas dos Arquivos STL 279

4.14.2 Erros associados à produção do protótipo 285

4.15 Materiais 287

4.15.1 Vista geral da ciência de Materiais 287

4.15.2 Metais 289

4.15.3 Materiais de Prototipagem Rápida para uso médico 290

4.15.4 Controle das propriedades dos materiais 291

4.15.5 Outras considerações no uso de prototipagem rápida 292

5 Resultados e Discussões 299

5.1 Avaliação de resultados experimentais 299

5.2 Software *InVesalius* 300

5.3 Trabalhos acadêmicos 301

5.4 Disseminação 303

5.5 Protocolo de aquisição de imagens de TC 304

5.6 *Download* do software *InVesalius* 307

5.7 Questionários de avaliação 308

5.8 Planejamento cirúrgico 312

6 Conclusões e Sugestões para Próximos Trabalhos 322

6.1 Introdução 322

6.2 Experiência 323

6.2.1 Modelos médicos físicos 324

6.2.2 Modelos médicos virtuais 326

6.3 Trabalhos Futuros 330

Referências Bibliográficas 335

Apêndice I - Questionário de avaliação do uso de biomodelos.

Apêndice II – Tabela de avaliação.

Apêndice III - Softwares de Analise de Imagens médicas

Apêndice IV - Tabela de Números de Hounsfield para diversos tecidos

Apêndice V - Formato de arquivos DICOM

Apêndice VI - Critérios Qualidade para Aquisição de Imagens

Apêndice VII – Segmentação

Abreviações

3DP Tridimensional Printer - Impressão tridimensional

CAD - Computer-Aided Design – Projeto assistido por computador

CNC – Maquina de controle de comando numérico

DICOM - Digital Imaging Communication – Padrão de comunicação de dados de imagem medica digital

IGES – Initial Graphics Exchange Standard – Padrão americano para a troca de dados geométricos de produtos;

FDM - Modelagem por deposição fundida.

FFF - Freeform Fabrication Fabricação de Forma Livre - Sinônimo de prototipagem rápida

FOV - Field of view - Campo de visão.

PR - Prototipagem rápida.

RM – Ressonância magnética.

ROI - Região de interesse

SLS - Sinterização seletiva a laser

STEP - *Standard for the Exchange of Product Model Data* - Protocolo padrão ISO 1003-03 para a comunicação de informações e dados de produtos;

STL - STereoLithography - Padrão de comunicação de geometria com equipamentos de prototipagem rápida, através de malha triangular que descreve as superfícies de um modelo sólido gerado;

TC - Tomografia Computadorizada

Lista de Tabelas

1-1: Custos totais dos acidentes nas aglomerações urbanas por componente de custo em 2001 (Em R$ de abril/2003). 5
1-2- Custos totais dos acidentes nas aglomerações urbanas por grupo de componentes de custo em 2001. 6
1-3- Estudo comparativo entre utilização de imagens e biomodelos. 17
1-4- Medidas e erros entre modelo e osso. 18
2-1 -Faixa de número TC em unidades de Hounsfield. 74
2-2 - Doses típicas durante exames de TC em adultos. 80
2-3 - Influência da voltagem nos parâmetros de qualidade da imagem. 136
3-1- Representação dos valores dos tags do dicionário DICOM. 189
3-2 Métodos de visualização do espaço objeto de imagens médicas 3D. 207
5-1 Download de software por área. 308

Capítulo 1

1. Introdução

1.1 Objetivos

Objetivo principal

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um software – o *InVesalius* – que, a partir de imagens médicas tomográficas, permite a criação de modelos virtuais 3D de estruturas anatômicas e torna possível a confecção de modelos físicos dessas estruturas com o auxílio da prototipagem rápida.

Objetivos específicos

Desenvolver um software livre, robusto, simples (com funcionalidades restritas e suficientes ao seu propósito), com interface amigável, orientada por objetos, multiplataforma (executável em Windows e Linux) e apropriado para o uso em PC.

- Propor um protocolo de aquisição de imagens médicas tomográficas para reconstrução 3D, pois o padrão de qualidade das imagens é essencial para que o desempenho do software seja adequado.
- Expandir o emprego do software e da tecnologia de PR na área médica.

1.2 Motivação

A convergência das tecnologias de aquisição de imagens médicas tomográficas, computação gráfica e PR têm dado origem a novos procedimentos de diagnóstico e tratamento no campo da medicina.

Os softwares de processamento de imagens médicas em três dimensões tornaram possível a visualização da perspectiva de profundidade no monitor do computador. A definição da terceira dimensão é especialmente necessária na visualização da face, devido à complexidade anatômica específica da região (*D'Urso, 1998*). Também aumentaram a objetividade na interpretação de exames, pois passaram a complementar a reconstrução mental e subjetiva que os radiologistas e cirurgiões habitualmente fazem dos vários cortes tomográficos 2D. Entretanto, em alguns casos, há uma diferença significativa entre as imagens no monitor e o que é visto no momento da cirurgia (*Lambrecht, 1995*).

No final dos anos 1980, as técnicas de PR foram integradas aos softwares de visualização e análise 3D de imagens médicas. Essa associação tornou possível a obtenção de modelos físicos (também chamados de protótipos ou biomodelos[1]) que reproduzem com precisão a morfologia de estruturas anatômicas. A melhor percepção da anatomia, aliada à precisão do modelo físico, tem feito dessa tecnologia uma ferramenta importante em muitas situações clínicas – por exemplo, na avaliação e tratamento de complexas deformidades craniofaciais, congênitas ou adquiridas. O uso dos modelos físicos foi facilitado pelo desenvolvimento continuado de seu processo de fabricação e também de hardwares e softwares para aquisição de imagens médicas (*Lambrecht, 1995*).

A década de 1990 experimentou um desenvolvimento dos sistemas CAD, graças à evolução dos computadores, das ferramentas de programação e, principalmente, da forma de representar a geometria – modelagem sólida e de superfície. Atualmente esses sistemas possuem aplicações nos vários domínios da engenharia, sobretudo na engenharia mecânica. As interfaces para a importação e exportação de dados desses sistemas atualmente são bastante evoluídas, permitindo

o intercâmbio de dados através de padrões como STEP e IGES, bem como através de representações proprietárias.

A integração das tecnologias de aquisição e manipulação de imagens médicas, CAD e sistemas de PR, somada à criação de equipes multidisciplinares, tem levado a bons resultados no campo da medicina devido a seus recursos e conhecimentos complementares. Os protótipos, resultantes dessa integração, passaram a ser utilizados para simular procedimentos cirúrgicos com antecedência, o que permite prever complicações e problemas que podem ocorrer durante e depois de intervenções mais complexas. Também têm sido empregados na confecção de moldes para implantes customizados (*Mcgurk, 1997*). Devido à demora do processo e ao alto custo dos biomodelos, atualmente não é possível aplicá-los em procedimentos cirúrgicos de rotina ou de urgência. Tais limitações tendem a ser dirimidas pelo avanço tecnológico e pela utilização interdisciplinar da tecnologia de PR (*Burns, 2002*).

Os sistemas CAD e a tecnologia de PR são provenientes da indústria; entretanto, seu uso no campo médico é muito diferente do realizado no ambiente industrial. Neste, peças ou produtos são inteiramente planejados e concebidos na tela do computador, e depois convertidos em modelos físicos. Na medicina, os modelos físicos baseiam-se em estruturas anatômicas reais – o crânio de um paciente, por exemplo –, e não em projetos criados por computador. Sua construção envolve essencialmente engenharia reversa, começando pela aquisição de imagens tomográficas 2D da estrutura anatômica de interesse. Esses dados, complexos, precisam ser previamente convertidos para um formato aceito pelo programa CAD, o que é feito por softwares de visualização e análise 3D. Só quando chegam ao CAD, com novo formato, é que os dados podem ser transferidos para o sistema de PR que produzirá o modelo físico. Uma boa integração das tecnologias de imagens médicas e de PR depende, portanto, de ferramentas de softwares gráficos especiais que manipulem com eficiência os dados 2D e 3D.

Não se pode pensar no desenvolvimento de um software de visualização e análise de imagens médicas 3D sem pensar nas áreas correlacionadas como um todo. É necessário levar em conta o fato de que os parâmetros de qualidade da aquisição das imagens 2D, dos dados que

[1] Biomodelos – termo definido por (D'Urso, 1998).

entram no programa CAD e na máquina de PR influenciam diretamente as funcionalidades do software e o resultado final do protótipo. Consequentemente, este trabalho não teria sido possível sem o desenvolvimento de todas essas tecnologias. Elas continuam a ser aprimoradas, tanto em seus campos específicos como em aplicações multidisciplinares e multifuncionais.

O Brasil possui um contexto singular para a aplicação das tecnologias apresentadas acima no campo da medicina. Trata-se de um país populoso, com deficiências no sistema publico de saúde, e que apresenta altos índices de acidentes de trabalho, de trânsito e violência. De acordo com dados da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica, divulgados na reportagem "Marcas da Violência", da revista *Veja* de 12 de junho de 2002, nos cinco anos anteriores houve um aumento de 20% para 50% na quantidade de cirurgias reparadoras em relação ao total de cirurgias plásticas realizadas no Brasil – incremento que seria o principal sintoma da violência.

Os politraumatismos decorrentes de acidentes e da violência nem sempre são resolvidos com uma única cirurgia, de modo que as reoperações são relativamente freqüentes. Todavia, apesar dos esforços empregados, o resultado pode não ser satisfatório dos pontos de vista funcional e/ou estético, o que dificulta a reintegração social dos pacientes. Nos casos envolvendo deformações faciais, essa dificuldade costuma ser ainda maior.

O tratamento das deformações faciais, decorrentes de traumas, de doenças congênitas ou adquiridas, é geralmente demorado, complexo e oneroso. Os recursos investidos na reabilitação funcional, estética e social desses pacientes são elevados (*Peckitt, 1999*), (*Sanghera, 2001*). No cômputo dos gastos deve-se incluir o período de hospitalização, a equipe de funcionários auxiliares envolvida, os recursos médicos utilizados, o número de cirurgias reparadoras necessárias, as despesas com previdência social do início da recuperação até o retorno do paciente ao trabalho, entre outros fatores (*ATLS, 1997*).

Em 2003, o Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (Ipea) divulgou uma pesquisa (*Ipea, 2003*) sobre acidentes de trânsito nas vias urbanas brasileiras (não foram computados os acidentes rodoviários ocorridos fora do perímetro urbano). O resultado é assustador: em 2001, para as 49 aglomerações urbanas consideradas, os acidentes geraram custos da ordem de R$ 3,6

bilhões (a preços de abril de 2003). Ao se levar em conta à área urbana total do País, esses custos chegam a R$ 5,3 bilhões.

Tabela 1-1- Custos totais dos acidentes nas aglomerações urbanas por componente de custo em 2001 (Em R$ de abril/2003).

Componente de custo	**R$ mil**	**%**
Perda de produção	1.537.300	42,8
Mecânico	1.035.045	28,8
Médico-hospitalar	476.020	13,3
Processos judiciais	131.083	3,7
Congestionamentos	113.062	3,1
Previdenciários	87.642	2,4
Resgates	52.695	1,5
Reabilitação	42.214	1,2
Remoção	32.586	0,9
Danos a equipamento urbano	22.026	0,6
Outro meio de transporte	20.467	0,6
Danos à sinalização de trânsito	16.363	0,5
Atendimento policial	12.961	0,4
Agentes de trânsito	6.125	0,2
Danos à propriedade de terceiros	3.029	0,1
Impacto familiar	2.105	0,1
Total	3.590.722	

Abaixo, os componentes de custos foram agregados em grupos afins.

Tabela 1-2- Custos totais dos acidentes nas aglomerações urbanas por grupo de componentes de custo em 2001.

Componente de custo	R$ mil	%
Perda de produção	1.537.300	42,8
Mecânico	1.035.045	28,8
Médico-hospitalar	476.020	13,3
Processos judiciais	131.083	3,7
Congestionamentos	113.062	3,1
Previdenciários	87.642	2,4
Resgates	52.695	1,5
Reabilitação	42.214	1,2
Remoção	32.586	0,9
Danos a equipamento urbano	22.026	0,6
Outro meio de transporte	20.467	0,6
Danos à sinalização de trânsito	16.363	0,5
Atendimento policial	12.961	0,4
Agentes de trânsito	6.125	0,2
Danos à propriedade de terceiros	3.029	0,1
Impacto familiar	2.105	0,1
Total	3.590.722	

Os procedimentos cirúrgicos requeridos no tratamento de diversas patologias – em especial daquelas que apresentam lesões craniofaciais – podem ser mais simples, baratos e eficientes com o uso das tecnologias de visualização e análise 3D de imagens médicas e de prototipagem rápida. Contudo, para que os modelos virtuais e físicos pudessem ser utilizados de forma corrente nos serviços públicos de saúde brasileiros, fazia-se necessário o desenvolvimento de uma ferramenta simples, robusta, gratuita e de fácil execução. O software *InVesalius* foi concebido para exercer essa função.



Composição dos custos de acidentes de trânsito - Aglomerações urbanas - Brasil 2001

Figura 1-2: Composição de custos

1.3 Tecnologias envolvidas

As integrações de diversas tecnologias e as maneiras como elas se relacionam são mostradas na figura 1-2.

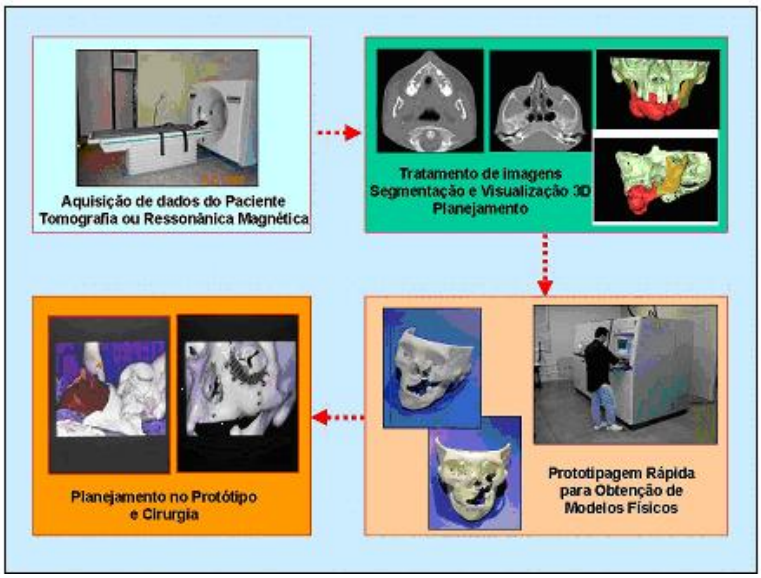


Figura 1-2: Inter-relação entre tecnologias de PR e softwares 3D.

As tecnologias inter-relacionadas para a execução de um modelo, físico ou virtual, serão apresentadas a seguir. Para a adequada compreensão dos processos, é preciso que engenheiros-modeladores - desenvolvedores entendam noções envolvidas em diagnóstico por imagens e

cirurgia. Por outro lado, é importante que os cirurgiões entrem sem grande dificuldade no terreno da informática e dos processos de fabricação. Ao dirigir-se a públicos tão distintos, a escolha da profundidade adequada no tratamento de cada questão torna-se difícil – portanto, a explanação dos conceitos colocados abaixo e nos capítulos que se seguem poderá parecer ora óbvia, ora exaustiva.

Antes, deve-se definir o termo biomodelagem, adotado neste trabalho. Introduzido por D'Urso (*D'Urso, 1998*), é um termo genérico que designa a habilidade de replicar a morfologia de uma estrutura biológica em um modelo físico. É empregado para descrever o processo de captura de dados morfológicos de uma estrutura biológica, processamento desses dados por computador e geração do código requerido para a confecção do modelo físico, utilizando uma máquina de PR. O volume de dados a ser processados para a produção de biomodelos é considerável, o que exige um uso extensivo da informática.

1.3.1 Aquisição de dados

O diagnóstico por imagem é uma ferramenta que expande a prática da medicina e o conhecimento que o médico tem sobre o paciente. É extremamente útil para o planejamento terapêutico, sobretudo o cirúrgico, e também permite que os resultados dos procedimentos sejam monitorados (*Crawford, 1999*), (*Petzold, 1999*), (*ComputerAidedSurgery, 2004*). A medicina preventiva é outro campo no qual essa ferramenta tem relevância, pois possibilita a realização de diagnósticos precoces e ajuda a prevenir recorrências. Assim, tratamentos de alto custo podem ser evitados, propiciando economias substanciais tanto para os pacientes como para os sistemas de saúde (*Zaidi; Rorden*), (*Pflesser*), (*Pflesser; Ayache, 1998*), (*Peckitt, 1999*), (*Sailer, 1998*).

Os dois sistemas mais conhecidos e usados na aquisição de imagens médicas são a tomografia computadorizada TC e a ressonância magnética RM. A característica-chave dessas tecnologias é fornecer informações relacionadas a estruturas anatômicas em fatias 2D. Com uma grande resolução, a informação de cada plano ou fatia pode ser reunida para fornecer uma imagem volumétrica da estrutura anatômica, seu tamanho e localização. A análise dos requisitos de qualidade dos parâmetros de aquisição de dados é de grande importância nos resultados dos

biomodelos (*Santa Bárbara (A), 2005*). O modelo digitalizado é um volume virtual que reside no computador, representando um volume real do corpo do paciente. O volume é mostrado no monitor por meio da reformatação dos dados, para criar projeções ortográficas ou uma pseudo-representação 3D usando algoritmos de rendering (*Pommert, 1996*), (*Udupa, 1996*). No capítulo 2 será discutido o processo de aquisição de imagens e seus parâmetros de ajuste.

1.3.2 Protocolo DICOM para comunicação de dados

O protocolo DICOM foi desenvolvido na década de 1980 pela indústria da imagem, representada pela National Electrical Manufacturers Association (NEMA) (*Standards, 2004*) e pelo American College of Radiologists (ACR) (*Castiglia, 2001*), (*Standard, 2004*), (*Horil, 2004*), (*DICOM, 2005*), (*RSNA, 2004*), (*Loef, 2004*), (*Kodak, 2004*), (*Tarbox, 2004*). Até então, a maioria dos tomógrafos só fornecia dados dos exames na forma de chapas radiográficas; quando havia saída para informações em outras mídias, os dados eram gravados em formatos proprietários. O protocolo estabeleceu um formato padrão para a saída de dados, que deveria ser seguido por todos os fabricantes de aparelhos de TC. Sua criação, portanto, facilitou a aquisição das imagens médicas necessárias à confecção dos modelos virtuais e físicos.

A tarefa de mostrar uma imagem não é tão simples. Os radiologistas são familiarizados com as chapas radiográficas, que podem ser vistas em qualquer lugar onde haja luz. A transição de radiografias para imagens digitais e a necessidade de comunicar, mostrar e armazenar essas imagens tornou necessário um padrão como o DICOM. Nos capítulos 2 e 3 esse protocolo será abordado com maiores detalhes.

1.3.3 Processamento de imagens e reconstrução de dados

Nas duas últimas décadas, computadores e estações de trabalho tiveram seus custos reduzidos. Isso estimulou os programadores e desenvolvedores de softwares a serem mais criativos, a desenvolver e testar algoritmos sem comprometer a funcionalidade. A combinação da

alta qualidade de imagens 3D e sistemas de computadores de alto desempenho e baixo custo oferece uma oportunidade ideal para o desenvolvimento de poderosos e práticos softwares para visualização, manipulação e medição de imagens médicas.

Quando uma série de imagens de TC é montada para ilustrar uma representação 3D de uma estrutura anatômica no computador, o médico ou o modelador pode usar essa informação diretamente. Isso requer um bom software, com habilidade para visualização e tratamento de imagens volumétricas, e que também trate o problema da interpretação do formato e identificação dos dados. Esses softwares criam modelos das estruturas anatômicas, permitem ao usuário modificar a imagem definindo várias densidades de tecidos para visualização, como também a separação dos dados de interesse da informação geral disponibilizada pela TC (*Cleary, 2003*). Interfaces com cor, transparência e funções de interação com a imagem facilitam a manipulação e modelagem de objetos através dos seus recursos incorporados. As imagens virtuais de estruturas segmentadas podem ser manipuladas dentro deste ambiente, cenários potenciais de planejamento podem ser avaliados, procedimentos cirúrgicos podem ser simulados e seu risco, estimado.

Muitos softwares foram desenvolvidos (*MedicalFAQ, 2004*), (*Software, 2004*), tanto por centros de pesquisa quanto por empresas comerciais. Muitos outros são softwares livres e estão disponíveis na internet: (*Nolf, 2004*), (*Doctor, 2004*), (*3DViewnix, 2004*), (*Package, 2004*), (*Tomovision, 2004*), (*Papyrus*), (*Accusoft, 2004*), (*Dicom3tools, 2004*), (*PACSview, 2004*), (*MDWorks, 2004*), (*Biomodeling, 2004*), (*Materialise, 2004*), Vítrea, (http: //www.vitalimages.com), VIDA, (http://www.vida-software.com/), Analyze (*Puttre, 1993*), Surgicad Template from Surgicad Corp. e Intergraph Corp.(*Mankovich, 1990*) and Mimics (*Swalens, 1993*).

Um dos pontos comuns a todos os softwares citados é a interface pouco amigável para o usuário a que se destinam. Eles exigem certo grau de conhecimento em processamento de imagens e a navegação em uma quantidade grande de janelas, para acessar muitas funcionalidades – que são interessantes em pesquisa, mas não na prática médica diária. Há softwares cujo custo inviabiliza a utilização em vários computadores, outros exigem computadores de grande porte. Cada software de cada fabricante tem uma metodologia para tratar

a imagem, tem um conjunto de algoritmos implementados específicos ao qual o usuário precisa se adaptar e, ainda, sob o risco de escolher uma ferramenta com recursos desproporcionais às necessidades – o que, regra geral, implica em pagar por algo de que não se precisa.

A natureza complementar das modalidades de imagens 3D – TC e RM – têm criado a era de imagens multimodalidade e evidencia uma nova ênfase na ciência da imagem, a da diferenciação e integração de imagens 3D. A maioria dos importantes desafios no trabalho com imagens 3D em medicina atualmente, está localizada na área da segmentação e classificação automática de tecidos e suas propriedades – isto é, diferenciação (*Udupa, 2000*), (*Yoo, 2004*), (*Robb, 2000*), (*Modeling, 2004*). A área de registro e fusão de informações complementares, fornecidas por diferentes modalidades e incorporadas em uma simples imagem de multi-valor – isto é, integração –, no momento é ainda um campo de pesquisa (*Ibanez, 2003*). Neste trabalho, somente a diferenciação será abordada. A divulgação da tecnologia de fusão de imagens encontra-se ainda incipiente. Em poucos casos os cirurgiões solicitam TC e RM para um mesmo paciente, devido ao aumento de custos com a propedêutica e ao próprio desconhecimento quanto à utilidade do uso simultâneo das duas formas de aquisição de imagens.

Existem vários métodos e ferramentas interativas de segmentação (*Jackowski – a*), (*Jackowski – b*) para tentar obter uma melhor representação das estruturas anatômicas, tais como algoritmos de segmentação por *livewired* (*Falcão, 1997*), (*Falcão, 1999*), onde o usuário "desenha" a região de interesse e faz a segmentação por morfologia matemática (*Banon, 1998*) e (*Hirata Jr., 1997*). Outros métodos de segmentação em tempo real (*Saiviroonporn, 2004*) e (*Warfield, 2004*) têm obtido bons resultados em cirurgias auxiliadas por computador. Um grande conjunto de algoritmos mais robustos está reunido na Biblioteca de Software *ITK* (*Ibanez, 2003*), como, por exemplo, região de crescimento, métodos híbridos, *Level Set* (*Baillard, 2000*), e superfícies deformáveis (*Montagnat, 2000*). Esta biblioteca é utilizada neste trabalho.

1.3.4 Sistemas CAD

Uma vez analisado e segmentado o modelo da região anatômica de interesse, é necessário exportá-lo para um software CAD, para que seja analisado e enviado à máquina de prototipagem rápida.

As imagens obtidas da TC não podem ser diretamente processadas pelo equipamento de PR por duas razões principais. Primeiramente, porque o equipamento de PR não reconhece o formato do arquivo emitido pela tomografia. A espessura da fatia tomográfica representa um segundo problema. Enquanto na TC a espessura geralmente varia de 1 a 5 mm e o processo de prototipagem trabalha com medidas em torno de 0.1 mm. Além disso, os processos de PR usam dados do sistema CAD moldados através das superfícies ou dos sólidos, enquanto as imagens tomográficas são representadas por voxels[2]. É necessário reformatar as imagens 2D tomográficas, criar um volume de interesse 3D e convertê-las para um formato de imagem usado na PR (*Souza, 2003*). O formato mais usual é o STL.

Por exemplo, para se representar corretamente à complexa estrutura do crânio humano, o modelo no software de análise é convertido de voxels para o formato STL, ou seja, ele é definido por milhares de facetas triangulares. O modelo neste formato é então enviado ao CAD. Como o modelo é uma representação simples e as estruturas anatômicas são extremamente complexas, podem ser necessários milhares de triângulos para representá-las, o que significa a geração de arquivos de um tamanho excessivo. O processamento requerido na máquina de PR para fatiar o modelo também pode tornar o processo de prototipagem muito trabalhoso. Impõe-se a necessidade um software específico para manusear o arquivo de STL, corrigir eventuais inconsistências de superfície, fechar triângulos, diminuir o número de triângulos na grade e para escolher as orientações apropriadas para a construção, na fase conhecida como verificação (*Souza, 2003*).

[2] Elementos de volume mínimo em que uma imagem é dividida para análise.

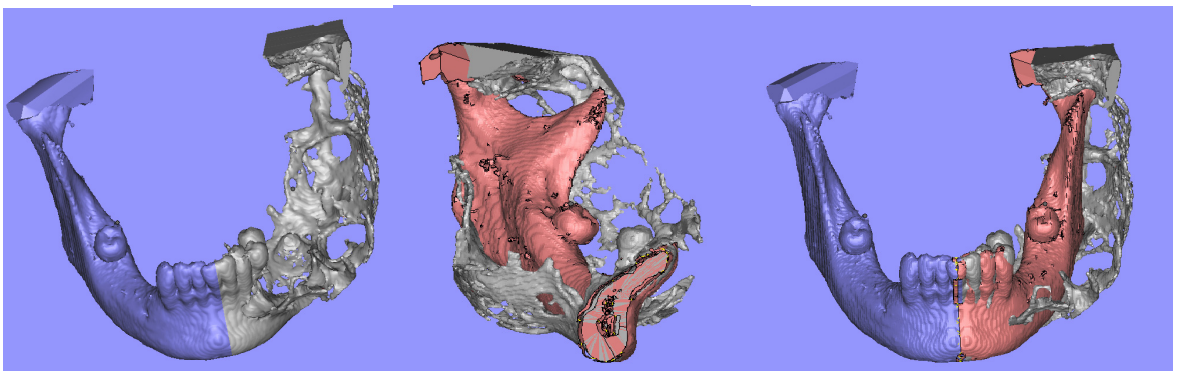


Figura 1-3: Planejamento no CAD – a parte íntegra do modelo é espelhada e colocada sobre a lesionada, que é subtraída.

A análise de uma representação 3D por um sistema CAD é um requisito básico para todos os sistemas de prototipagem rápida. Na indústria o objeto é modelado diretamente no CAD. Na modelagem médica, a estrutura anatômica é modelada por um software de análise. Os modelos devem ser volumes fechados, isto é, todos os polígonos devem estar conectados sem nenhuma falha na conexão entre eles, não podendo reproduzir somente linhas ou superfícies (*Gomide, 2000*) (*Grellmann, 2001*). No caso da indústria, o CAD exporta o modelo do objeto já no formato STL. Para as estruturas anatômicas, o modelo de superfície de interesse ou é importado pelo CAD já no formato STL, ou deve ser convertido a este, para atender às máquinas de prototipagem rápida. O padrão de "interface de facto" do CAD para PR é *Standard Triangulation Language* (STL), mas existem outros formatos, tais com *Initial Graphic Exchange Specification* (IGES), *Standard for the Exchange of Product Model Data* (STEP), *Common Layer Interface* (CLI) and *Virtual Reality Modelling Language* (VRML) (*Kai, 1997*).

Poucos softwares de imagens médicas (*Mimics*, Analyze e *Vworks, Velocity*) oferecem a opção de salvar o volume já no formato STL, como o faz o *InVesalius*, software desenvolvido nesse trabalho. Nos softwares de imagens médicas que não contam com este recurso, são requeridos softwares CAD específicos para esta interface. A conversão é um processo fácil; porém, se os modelos forem complexos ou a estação de trabalho ou PC não forem adequados, esta conversão pode levar horas (*Gomide, 2000*).

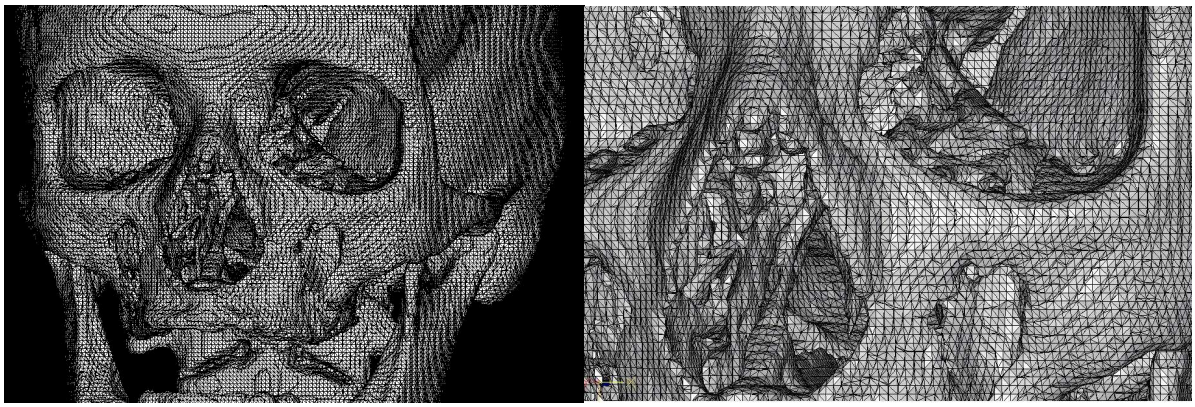


Figura 1-4: Representação de uma malha de triângulos de um arquivo no formato STL, Imagem *InVesalius*.

O formato STL é um tipo de arquivo originário da empresa 3D Systems, pioneira no sistema de prototipagem com estereolitografia (***ST****ereo****L****ithography*). O formato STL aproxima as superfícies dos modelos CAD usando triângulos. Superfícies curvas e complexas necessitam de vários triângulos para serem representadas adequadamente. Mais detalhes sobre a representação do STL pode ser visto no capítulo 4.

1.3.5 Prototipagem Rápida - PR

A PR é uma técnica relativamente nova, inventada na década passada para produzir rapidamente objetos sólidos 3D a partir de dados de computador 3D, através da adição de camadas de material (*Kai, 1997*), (*Jacobs, 2000*), (*Pham, 2001*), (*Cooper, 2001*), (*Chua, 2003*). Somente em 1989 o primeiro sistema de PR foi disponibilizado comercialmente (*James, 1998*) (*Gomide, 2000*). Essas técnicas fornecem um caminho para se fazer uma variedade de peças de formas complexas. A confecção de objetos através dos métodos tradicionais de remoção de material é onerosa, difícil, por vezes impossível. Entretanto, técnicas de usinagem ainda são importantes na produção de modelos menos complexos (*Group, 1994*).

Fabricação por camadas (*layer manufacturing*), prototipagem rápida (*rapid prototyping*), manufatura rápida (*rapid manufacturing),* fabricação de formas livres (*solid freeform*

fabrication), manufatura de mesa (*desktop manufacturing*) e impressão tridimensional (*tridimensional printing*), são termos comumente utilizados para definir a mesma técnica.

Existem vários processos de manufatura por camadas no mercado, que se diferenciam em suas características e pelos materiais utilizados; outros processos estão em desenvolvimento. Alguns dos sistemas mais comuns são: Fused Deposition Modelling (FDM) (*Taha, 1998*) (*Stratasys, 2004*), Stereolithography (SLA) (*3DSystems, 2004*), Selective Laser Sintering (SLS) (*DTM, 2004*) (*Jacobs, 1995*), Sanders Prototyping Technology and Z Corporation Fabrication Machine. Na confecção de modelos médicos, a seleção de um processo em particular dependerá da futura aplicação do modelo.

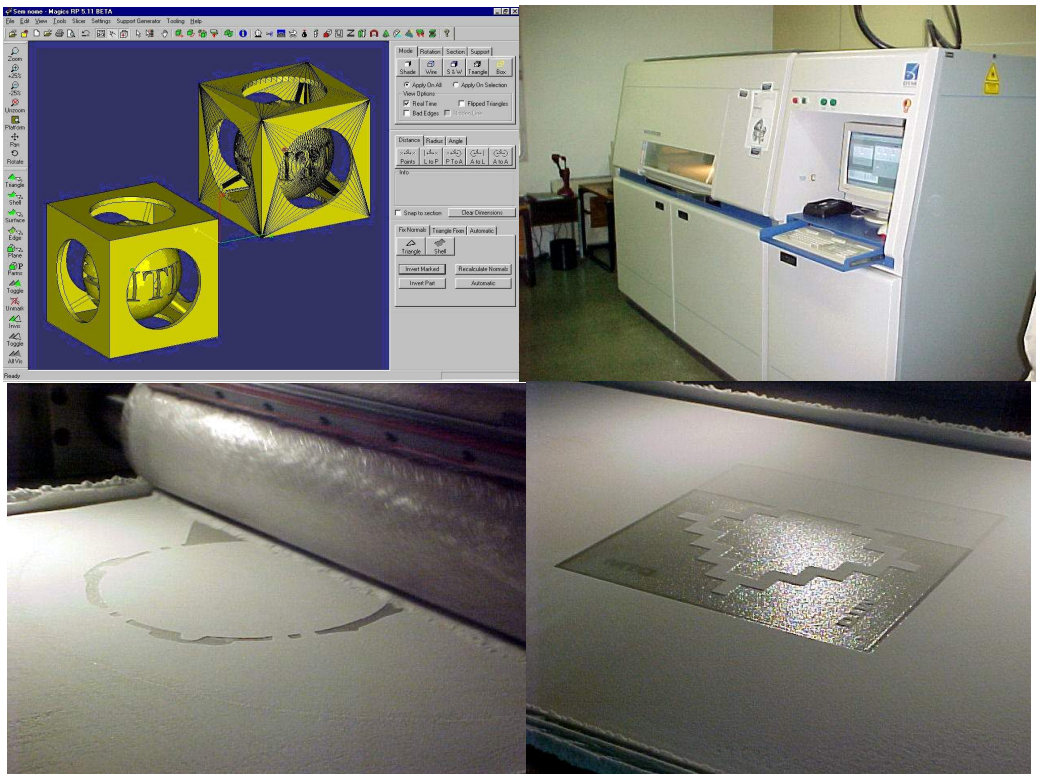


Figura 1-5: Processo SLS no CenPRA – análise do modelo no computador; a máquina de fabricação; detalhes do pó de poliamida e do rolo que espalha o pó; região onde o laser já sinterizou o pó.

Os processos de prototipagem já estão bem consolidados; a tecnologia tem sido continuadamente desenvolvida e vários programas de pesquisa estão em andamento (*Prototyping,*

2004). No Brasil, a prototipagem já é usada na área industrial e em aplicações na medicina. No Centro de Pesquisas Renato Archer – MCT Campinas - CenPRA, tem sido feita à passagem da pesquisa à aplicação (*Silva, 1999*), (*Santa Bárbara, 2000*). Áreas como materiais, velocidade e precisão dos processos de fabricação, custos, softwares e interfaces robóticas têm recebido muita atenção e investimento (*Burns, 2002*). Um relatório publicado pela Wohlers, referência mundial em consultoria de tecnologias de PR, tabulou as tecnologias que atualmente adotam a PR: produtos para o consumidor e eletrônicos – 27,7%; veículos motores – 19,4%; área médica – 13,0%; instituições acadêmicas – 10,4%; área aeroespacial e outros – 8,3% cada; governo e indústria militar – 6,0%.



Figura 1-6: Máquina de prototipagem impressora tridimensional no CenPRA – Análise do modelo no computador; máquina de fabricação; máquina de limpeza e retirada do modelo.

No capítulo referente à área de modelagem médica deste relatório – escrito por Andy Christensen e onde se discute a última palavra em tecnologia de PR aplicada à medicina – o uso da PR em medicina é apresentado como uma linha de pesquisa (*Wohlers, 2005*).

No presente trabalho, o emprego da PR em medicina já pôde deixar o âmbito restrito da pesquisa – o que simplesmente corrobora a pertinência das contribuições aqui apresentadas e comprova que, no Brasil, a pesquisa acompanha com atualidade o que se investiga, utiliza e desenvolve no mundo.

No *The Journal of Cranio-maxillofacial Surgery* um estudo sobre a utilização conjugada de biomodelos e imagens médicas, em comparação ao uso exclusivo de imagens médicas em cirurgias complexas da face e crânio, encontrou resultados interessantes. Estes mostraram um ganho significativo nesta associação de tecnologias, além de redução de 17,63% nos tempos médios de cirurgia, conforme tabela a seguir: (Focalizou-se o planejamento cirúrgico, diagnose e erros nas medições).

Tabela 1-3- Estudo comparativo entre utilização de imagens e biomodelos.

	Utilização de imagens e biomodelos (%)	Utilização de imagens (%)
Planejamento Cirúrgico	82,21	44,09
Diagnose	95,23	65,63
Erro de medição	44,14	07,91

Morris investigou a precisão de um modelo de SLA de uma mandíbula, em comparação com um modelo usinado, conforme mostrado na tabela 1-4 (*Morris, 2000*). Um grande defeito foi criado no lado direito da mandíbula começando medianamente de um ângulo da mandíbula e estendendo aproximadamente 5 cm ao longo dela. O defeito foi reconstruído criando uma prótese. O comprimento do defeito foi medido com compasso de calibre e comparado com os comprimentos dos modelos SLA e usinados em seis posições através da superfície bucal. Os modelos foram colocados no lugar do defeito e foram orientados a se ajustar bem. A diferença na

largura dos modelos comparada com o osso foi medida. As medidas média, absoluta, mínima e máxima foram registradas para os modelos SLA e usinados quando comparados com o defeito do osso. Ele analisou o comprimento da superfície bucal, a largura mediana e a largura distal[3].

Tabela 1-4- Medidas e erros entre modelo e osso (Morris, 2000)

Medida para osso – erro absoluto							Erro entre modelo e osso		
Comprimento Superfície Bucal							Média	Max	Min
Erro absoluto do modelo SLA para o osso	0.418	0.038	0.653	1.542	1.412	1.727	0.97	1.73	0.04
Erro absoluto do modelo Usinado para o osso	0.295	0.448	0.993	1.303	1.547	0.723	0.89	1.55	0.29
Largura mediana									
Erro absoluto do modelo SLA para o osso	0.96	1.395	1.327	1.488	1.997	2.212	1.56	2.21	0.96
Erro absoluto do Modelo Usinado para o osso	0.788	0.848	0.632	0	0	0	0.38	0.85	0
Largura distal									
Erro absoluto do Modelo SLA para o osso	1.463	1.117	0.408	0	0	0	0.5	1.46	0
Erro absoluto do Modelo Usinado para o osso	2.383	1.822	0.562	1.135	0	0	0.98	2.38	0

[3] Mais distante do ponto médio do arco dental.

1.3.6 Tecnologia de Prototipagem Rápida e Cirurgia

Diante da visualização fornecida pelos pacotes de software sofisticados, a fabricação de modelos físicos pode, à primeira vista, parecer supérflua. Entretanto, alguns pontos devem ser considerados. Atualmente as informações pré-operatórias são adquiridas através de imagens de

Tomografia computadorizada de estruturas ósseas, ou de RM para visualização de tecidos internos. A descrição de um volume 3D em um monitor 2D não fornece aos cirurgiões um completo entendimento da anatomia. A relação entre a anatomia do paciente e o que está representado no monitor não é direta – os cirurgiões precisam aprender a interpretar a informação visual, de modo a reconstruir mentalmente a geometria 3D. A visualização tridimensional oferecida pelo modelo fornece informações mais completas das estruturas envolvidas na cirurgia e facilita a obtenção de medidas precisas das estruturas de interesse. Um modelo físico pode ser tocado, sentido, oferecendo um entendimento de detalhes complexos da anatomia, os quais não podem ser obtidos da imagem no monitor. O médico pode simular a cirurgia no modelo, marcar as áreas vitais a serem evitadas e prever possíveis complicações.

Isso aumenta a confiança do cirurgião na cirurgia, diminui as possíveis incertezas, como também reduz o tempo de pesquisa para a entrada correta das ferramentas cirúrgicas. Assim o cirurgião pode saber, ainda fora da sala cirúrgica, o que esperar quando uma determinada rota cirúrgica for adotada. Se a duração dos procedimentos é reduzida, também o são a amplitude do trauma, o sangramento e os riscos de infecção.

Instrumentos cirúrgicos idênticos aos utilizados no procedimento real podem ser empregados nos modelos, para determinar a estratégia mais conservativa. O modelo pode ser consultado durante a cirurgia, como também servir como um guia durante os procedimentos de treinamento para ensino acadêmico. Biomodelos 3D têm aumentado grandemente o trabalho e a fabricação de implantes. O modelo de PR pode ser usado como um negativo no qual o implante é formado, ou um *máster* do qual o implante é duplicado.

Os modelos também são importantes do ponto de vista da bioética. Quando apresentados ao paciente, este recebe as informações sobre o diagnóstico e o plano de tratamento com maior clareza. Assim, o paciente pode compreender melhor a terapêutica proposta antes de consentir na execução do tratamento. Os cirurgiões não são os únicos interessados em ossos. Os antropólogos, os paleontologistas e os especialistas forenses também o são. Na medicina forense usaram-se biomodelos de SLA para compor coleções de referência, utilizadas na avaliação de padrões de fraturas causados por armas em assassinatos (*Dolz, 2000*), (*Vanezis, 2000*), e para reconstrução gráfica tridimensional para análise forense (*Cavalcanti, 2003*). As técnicas de prototipagem têm, também, a capacidade de gerar modelos ósseos de corpos frágeis, antigos ou mal conservados, úteis na identificação de traumatismos e de pessoas desaparecidas.

1.3.7 Planejamento e simulação em cirurgia craniofacial

A cirurgia craniofacial envolve cirurgia das partes facial e cranial, freqüentemente realizada em conjunção com técnicas cirúrgicas plásticas. São técnicas utilizadas para corrigir deformidades congênitas, tratamento de deformidades causadas por trauma, ressecção de tumores e tratamento de lesões decorrentes de infecções e de outras condições adquiridas. Essas mesmas técnicas são também aplicadas a outras estruturas do corpo, porém na cirurgia craniofacial são especialmente complexas. Tratamentos cirúrgicos desses casos requerem conhecimento quantitativo e qualitativo da anatomia de cada paciente, de preferência em uma fase anterior ao ato cirúrgico.

A avaliação de resultados pós-operatórios é freqüentemente qualitativa, pela comparação de fotografias obtidas nas fases pré e pós-operatórias. Visualização e análise quantitativa de TC e RM no pós-operatório permitem avaliar precisamente os resultados da cirurgia e também considerar vários outros fatores – como o crescimento ósseo em crianças, a reabsorção de enxertos ósseos e a tendência de segmentos ósseos a retornarem a suas posições originais.

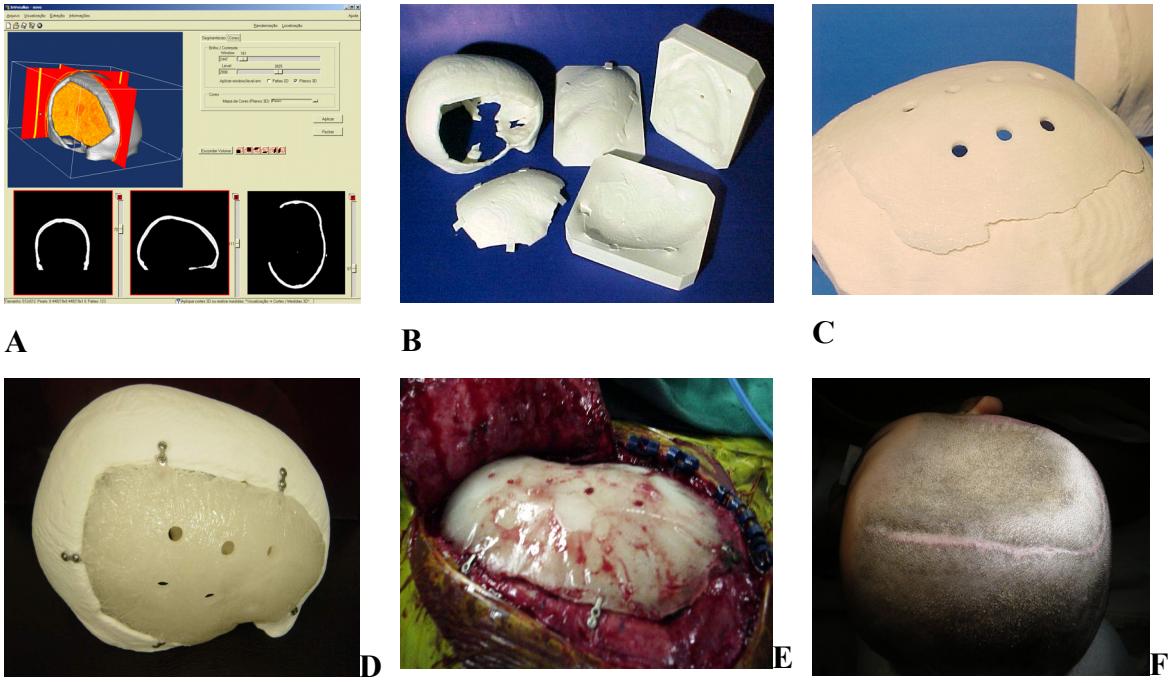


Figura 1-7: Planejamento cirúrgico realizado pelo Dr. Carlos Melro e apoio do CenPRA.

Na figura 1-7 descreve-se a análise e modelagem no software *InVesalius* (A), exportação para o CAD e confecção do modelo (D), da prótese e do molde (B-C). Confecção da prótese em material biocompativel, PMMA (D), e craniotomia com visão da prótese e resultado final (E-F). Este é o maior benefício deste trabalho – precisão, eficiência, redução de tempo de cirurgia e custos, bom resultado estético e redução de riscos, favorecendo a saúde do paciente.

A PR tem sido usada por cirurgiões para planejar e explicar operações complexas. A cirurgia maxilo-cranio-facial é uma das áreas de maior aplicação para a PR, especialmente na reconstrução de mandíbula (*Kong 2002*). Uma interessante e completa história da cranioplastia, onde técnicas cirúrgicas e tecnologias são analisadas, pode ser vista em Sanan (*Sanan, 1997*); outros relatos de oportunidades e desafios na cirurgia oral e maxilo-facial são fornecidos por Kaban e Udupa (*Kaban 2002*), (*Udupa 1999*). Estudos da morfologia e aplicações clínicas de imagens 3D de tomografia foram descritas por Lo, como um passo essencial na cirurgia crânio-facial (*Lo, 2003*).

A cirurgia, como toda arte manual, requer precisão e destreza. Assim, muito do conhecimento reside nas mãos do cirurgião. Para treinar as mãos, simular uma cirurgia e determinar o curso de uma operação complicada, não há um substituto à altura para o modelo. Os modelos estão freqüentemente presentes na sala de cirurgia, onde são usados como moldes e guias. Atualmente, entretanto, o custo é ainda um fator a ser considerado e a PR tem sido utilizada em lugar de técnicas de modelagem por processo subtrativo CNC (*Computer numering milling*) somente quando há uma vantagem que justifique a despesa extra. Várias aplicações de PR em traumas da face foram relatadas no Brasil; em (*Santa Bárbara, 2003-a*), (*Santa Bárbara, 2003-b*) e (*Santa Bárbara, 2003-c*) encontram-se relatos de casos clínicos, cujos estudos foram conduzidos no Hospital da PUC Rio Grande do Sul e CenPRA.

No planejamento cirúrgico para reconstrução da face de seis pacientes, Klein compara processos de construção de biomodelos em CNC e estereolitografia (*Klein, 1992*). No primeiro caso o modelo foi de qualidade limitada; no segundo, mostrou-se superior. Apesar do tempo gasto e do custo do biomodelo de estereolitografia ser o dobro do de CNC, a importância do primeiro é inestimável para pacientes com deformidades faciais. Stoker analisou pacientes com displasia fibrosa craniofacial (*Stoker, 1992*). Estes foram dos primeiros pesquisadores a utilizarem um modelo físico de estereolitografia. Em crianças com bipartição da face, Anderl usou a estereolitografia para determinar as linhas de osteotomias e a quantidade de movimentos ósseos possíveis, para evitar a tração do nervo ótico. Para este autor, a desvantagem do biomodelo é o alto custo (*Anderl, 1994*).

Na avaliação de crianças portadoras de fissuras labiopalatinas[4], Nakajima fez três biomodelos: um do osso, outro do tecido, e o terceiro no qual foram representados os tecidos moles e duros (*Nakajima, 1995*). Os biomodelos integrados permitem avaliar a relação espacial entre tecidos moles e duros – como, por exemplo, a relação da língua com o palato e com as vias aéreas –, além de favorecer o reconhecimento de todas as deformidades presentes, o que permite adequados planejamento e preparação de materiais para reconstrução. Sugawara usou biomodelos

[4] Divisão óssea e muscular entre as cavidades oral e nasal.

como guias para a ressecção de margens orbitárias displásicas[5] e na reconstrução com enxertos, corrigindo a distopia[6] e a enoftalmia[7]. Biomodelos são úteis na determinação correta do contorno e do "eixo facial" (sic), tanto no planejamento cirúrgico pré-operatório bem como no intra-operatório (*Sugawara, 1997*).

Também D'Urso analisou biomodelos de quarenta pacientes com deformidades craniofaciais, utilizando a técnica da estereolitografia. O autor concluiu que os biomodelos melhoraram o planejamento pré-operatório, favoreceram o diagnóstico e facilitaram a comunicação entre cirurgiões e pacientes. Além disso, o tempo de cirurgia foi reduzido em 16%.(*D'Urso, 1998*). Mazzonetto utilizou os biomodelos para auxiliar no diagnóstico, no planejamento cirúrgico e no intra-operatório em casos de reconstruções mandibulares, distração osteogênica[8] e reconstruções totais da ATM[9] (*Mazzonetto, 2002*). Os custos desses modelos são de aproximadamente US$ 1.500,00 para uma mandíbula, US$ 2.300,00 para terço médio e inferior de face e U$$ 3.100,00 para um crânio completo – custos considerados elevados. Exemplos de biomodelos podem ser vistos na figura 1-8.

Sailer *et al* fizeram ressalvas quanto à relevância das informações dos biomodelos em casos de hipertelorismo[10], severas assimetrias crânio e complexas sinostoses[11] cranianas (*Sailer, 1998*). Porém reconhecem a importância didática destes biomodelos, para a criação de coleções de severas e raras deformidades cranianas.

[5] Desenvolvimento anormal dos tecidos, dividido conforme a gravidade em leve, moderado ou grave, e que envolve problemas de multiplicação e anomalias celulares.
[6] Localização anômala de um órgão.
[7] Deslocamento do globo ocular para dentro de sua órbita.
[8] Método utilizado para tratamento de anomalias da face, que consiste em produzir aumento ósseo.
[9] Articulação têmporo-mandibular.
[10] Distância anormalmente grande entre os olhos, associada a certas deformidades da face.
[11] União completa de dois ossos por ossificação da zona fibrosa ou cartilaginosa que os separa. Pode ser normal ou patológica.

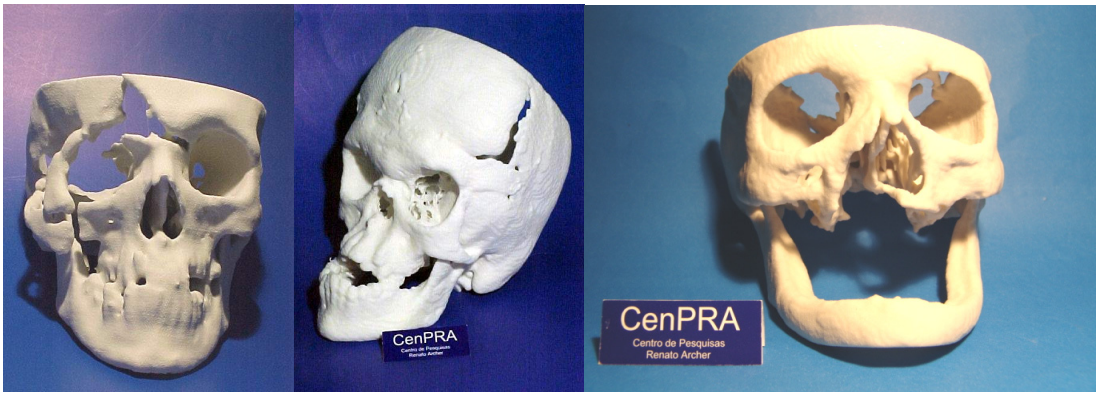


Figura 1-8: Exemplos de modelos físicos analisados e modelados pelo *InVesalius*, confeccionados no CenPRA. Trabalhos efetuados com Dr. Roberto Macoto e Dr. Eduardo Sannomiya.

Gaggl *et al* analisaram três pacientes com severa atrofia do rebordo alveolar da maxila (*Gaggl, 1998*). Os biomodelos demonstraram capacidade de reproduzir fielmente a região cirúrgica, sendo utilizados para orientar a obtenção do enxerto da crista ilíaca e para a confecção de guias cirúrgicas utilizadas na orientação, no posicionamento e na angulação dos implantes dentários. Em trauma cranio-maxilo-facial agudo de 16 pacientes, Kermer *et al* utilizaram biomodelos em estereolitografia. No reparo primário tardio, a cirurgia auxiliada pelo modelo contribuiu para o tratamento do paciente – melhorou os resultados pós-operatórios, facilitou a redução anatômica, minimizou o trauma cirúrgico e diminuiu o tempo cirúrgico (*Kermer, 1998*). Os autores apontaram ainda a possibilidade de esse procedimento fazer diminuir o número de reconstruções secundárias em pacientes com deformidades pós-traumáticas. A figura 1-9 apresenta biomodelos usados no planejamento de deformidades craniofaciais.

Em um caso de hipoplasia[12] congênita do osso zigomático[13], James utilizou um biomodelo de estereolitografia no planejamento cirúrgico (*James, 1998*). Relatam-se custos de biomodelo do crânio da ordem de US$880 a US$ 3500, dependendo da empresa contratada. O autor destaca a melhora do planejamento cirúrgico, a redução do tempo de cirurgia – em 2 a 3 horas – e dos custos hospitalares. O tempo necessário para confecção dos modelos, a pouca aplicabilidade em casos de trauma e um possível aumento na dose de radiação são apontados como desvantagens.

[12] Desenvolvimento defeituoso ou incompleto de tecido ou órgão.

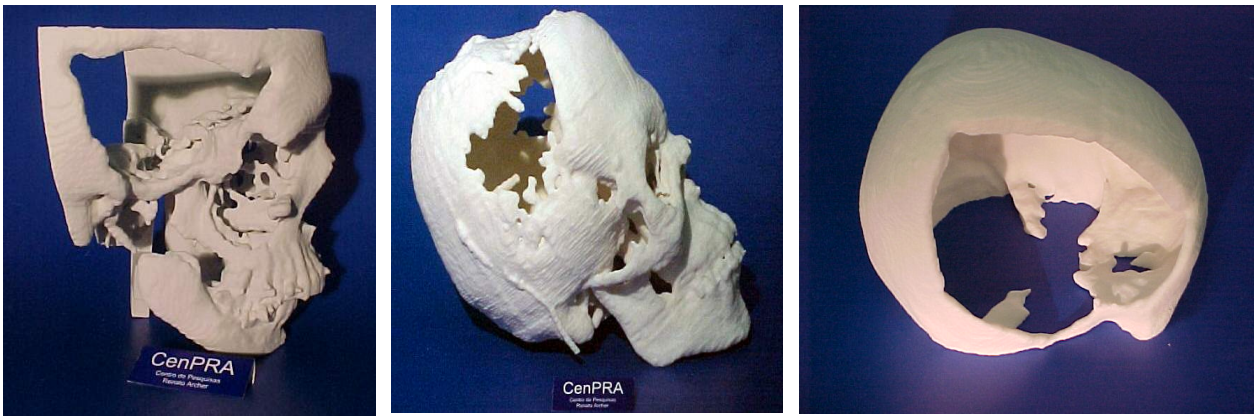
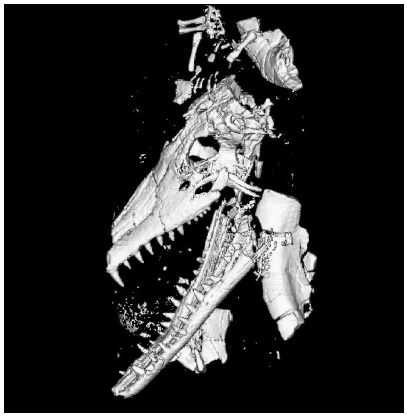


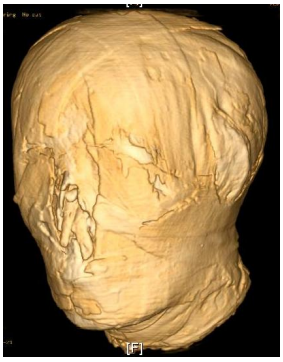
Figura 1-9: Exemplos de modelos físicos com problemas craniofaciais, analisados e modelados pelo *InVesalius*, e confeccionados no CenPRA. Trabalhos efetuados respectivamente com Dr. Jose Higino Steck, Dr. Cássio Raposo do Amaral e Dr. Carlos Melro.

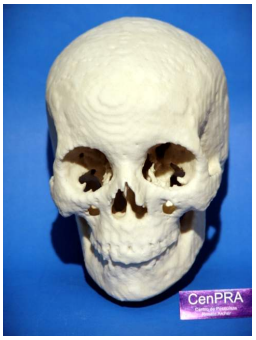
Para o planejamento cirúrgico de pacientes com fraturas múltiplas de face, o biomodelo de SLA foi utilizado na obtenção de informações precisas da anomalia craniofacial, na escolha do material do implante e em sua confecção com cimento de hidroxiapatita, como também para explicar a cirurgia ao paciente (*Haex, 1999*). Christian utilizou 359 biomodelos de estereolitografia de pacientes com tumores na região da maxila e do osso etmóide[14] (*Kermer, 1999*). O biomodelo facilitou a avaliação da relação da lesão com as estruturas nobres adjacentes, a abordagem cirúrgica e determinou a extensão da ressecção em regiões de anatomia complexa. Biomodelos em SLS foram empregados em anquilose da junta têmporo-mandibular, cirurgia de grande complexidade, com bons resultados (*Santa Bárbara, 2005*). Na cirurgia reconstrutiva da face, os biomodelos podem ser utilizados para determinação da área doadora, no posicionamento adequado do enxerto em reconstruções mandibulares e do assoalho orbitário, bem como na seleção e adaptação das placas e parafusos para fixação desses enxertos.

[13] Osso que se estende pela frente e pelo lado do crânio, abaixo da cavidade orbital.
[14] Osso do crânio, situado imediatamente atrás do nariz, entre as duas órbitas.



Espiranossauro





Múmia egípcia



Crocodilo mariliasuchus

Figura 1-10: Modelos físicos analisados e modelados pelo *InVesalius*, confeccionados no CenPRA. Cooperação com o Instituto Nacional de Tecnologia, INT/RJ, o Museu Nacional do Rio de Janeiro e Fiocruz.

Os biomodelos são utilizados como guias na fabricação de implantes de carbono para reconstrução de grandes defeitos cranianos, proporcionando uma melhor adaptação do implante e conseqüente diminuição do tempo cirúrgico. Tempo de fabricação e custo limitam a indicação desta tecnologia a casos seletos. Doenças complexas em medicina freqüentemente necessitam de cirurgias demoradas. Nestas, a diminuição do tempo cirúrgico é especialmente importante, para minimizar complicações (*Petzold, 1999*).

Muito tem sido feito na busca de validação dos biomodelos. Luka comparou imagens bidimensionais com as imagens 3D de TC analisando 1262 exames e concluiu que fraturas do terço médio de face devem ser tomografadas axialmente no modo helicoidal, com reconstruções no plano coronal (*Luka, 1995*). Também foram feitos comparações de medidas lineares de TC 3D

com o biomodelo em SLA em quatro pacientes com síndrome de Apert[15] (*Kragskov, 1996*). Os resultados para mensurações feitas na direção dos planos de corte foram aceitáveis, porém as medidas com aproximadamente 45° de inclinação no plano de corte apresentaram uma variação de 9% a 12%, 5 mm a 10 mm menores que na TC 3D. A variação média das medidas do biomodelo com a imagem TC 3D foi de -2%, com um desvio-padrão de 4,2%. Uma segmentação incorreta, realizada com o intuito de preservar estruturas ósseas finas, introduz um erro na representação da espessura óssea (efeito de volume parcial), resultando na formação de pseudoforames. Outra comparação da precisão dimensional entre biomodelos de SLA, imagens 3D e crânio seco, foi realizada para aplicação no tratamento de pacientes com hiperplasia[16] do processo coronóide[17] da mandíbula (*Asaumi, 2001*). Nesse estudo, os biomodelos de SLA representam com fidelidade as relações anatômicas nas deformidades maxilofaciais.Veja exemplos na figura 1-11.

A precisão dos biomodelos de SLA também foi analisada em 16 medidas lineares, no crânio seco, pelo software na imagem virtual do modelo, e no biomodelo (*Choi, 2002*). Os autores observaram uma variação dimensional média de 0,62mm (s = 0,35mm e CV=0,39%). Dentre os fatores de erro potencial, foram considerados a determinação subjetiva do threshold, o efeito de volume parcial e o erro humano na determinação dos pontos de medidas. Outras medidas lineares foram feitas em crânio seco e em seu biomodelo em SLA (*Ono, 1994*). Foi observado um erro da ordem de 3%. Meurer (*Meurer, 2002*) – com a cooperação do CenPRA – utilizou biomodelos em SLA e SLS para planejamento de cirurgia, diagnóstico e tratamento em seis pacientes com deformidades faciais. Foi observado que o processo de fabricação destes modelos é viável, porém complexo. Os biomodelos não são úteis no tratamento de deformidades faciais simples, onde técnicas cirúrgicas padronizadas obtêm bons resultados. Nos casos em que procedimentos cirúrgicos complexos e personalizados são necessários, os biomodelos facilitam a cirurgia, melhoram os resultados, diminuem os riscos, as complicações e o tempo cirúrgico.

[15] Síndrome genética, classificada como uma anomalia craniofacial, chamada de acrocefalosindactilia (www.erlanger.org/cranio)
[16] Aumento benigno de um tecido devido à multiplicação das células que o compõem; hipertrofia numérica.
[17] Cujo formato se assemelha ao bico de uma gralha.

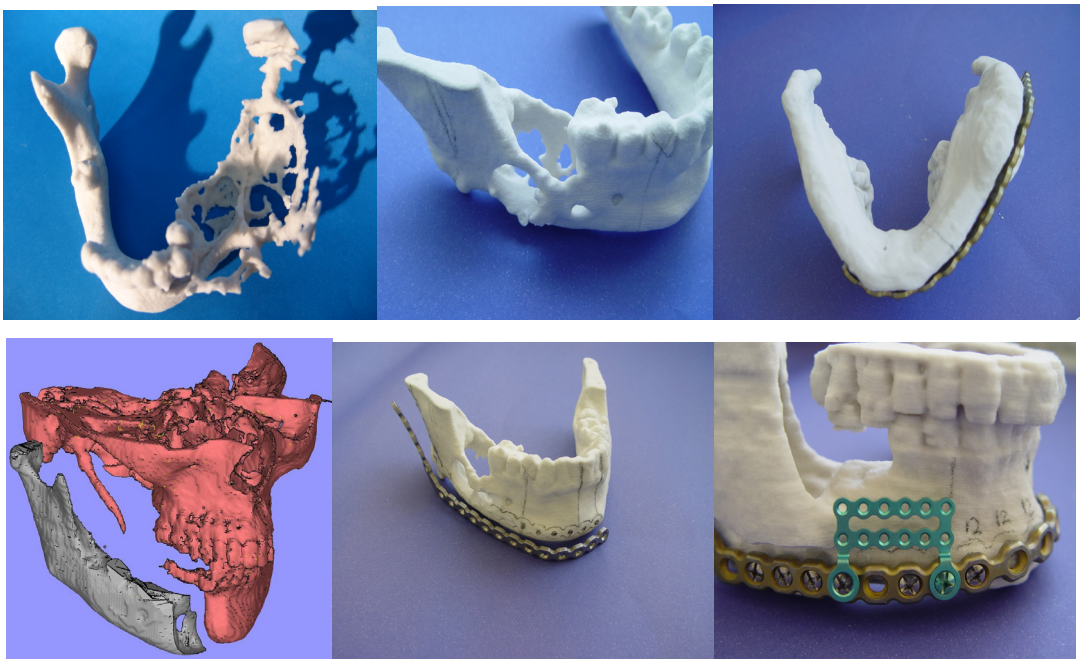


Figura 1-11: Modelos de mandíbula e próteses executados no CenPRA, caso clínico do Dr. Paulo Afonso de Oliveira. Ameloblastoma. Imagens produzidas pelo software *InVesalius*, modelo prototipado em 3DP em gesso. Na figura esquerda inferior, a análise em software CAD. Nas figuras da coluna da direita, observa-se o planejamento cirúrgico feito no modelo físico.

Giovanni (*Giacomo, 2003*) – também com cooperação do CenPRA –, avaliou a utilização de guias cirúrgicas feitas pela técnica de PR para colocação de implantes em odontologia. O planejamento de localização de implantes foi feito utilizando o software *SimPlant*® e as imagens dos implantes (pós-operatório) geradas a partir da tomografia computadorizada (TC). As guias cirúrgicas produzidas a partir da técnica de PR cumprem sua função na orientação do posicionamento dos implantes, propiciando a conjugação dos dados protéticos e cirúrgicos. Cuidados adicionais devem ser tomados no uso de guias cirúrgicas sem apoio dental e que evolvam segmentos retilíneos do arco.

1.3.8 Planejamento cirúrgico ortopédico

Técnicas radiográficas são o meio tradicional de visualização de ossos e articulações. Entretanto, não é possível visualizar os componentes de tecidos moles das estruturas ortopédicas de interesse (tendões, ligamentos, músculos, etc.), e a superposição de estruturas 3D quando projetadas em filmes planos 2D limita severamente a utilidade desses métodos em fornecer um diagnóstico preciso e/ou a informação requerida para o planejamento terapêutico. É freqüentemente necessário obter várias radiografias de diferentes posições, com um aumento concomitante da radiação. A visualização 3D de TC tem provado ser útil para análise de uma variedade de aplicações ortopédicas, tais como evolução do trauma, defeitos congênitos, doenças degenerativas e doenças neoplásicas[18].



Figura 1-12 - Planejamento ortopédico. Estudo de pés e de articulação do quadril realizados com o IOT-USP; estudo do joelho com a Unicamp. HC.

Auxilia também na investigação e medição de estruturas do esqueleto, com imagens multiplanares e oblíquas das estruturas sem um contexto localizado, resultando em medidas quantitativas diretas de distâncias, áreas, volumes e formas. Em alguns estudos de trabalhos biomecânicos e de próteses, os músculos, tendões e ligamentos são tão importantes quanto os ossos.

1.3.9 Simulação virtual de cirurgia

[18] Processo patológico que resulta no crescimento anormal, incontrolado e progressivo de tecido, mediante proliferação celular; tumor.

Na medicina, a aplicação mais promissora para essa tecnologia é a simulação de cirurgia. Cirurgiões podem ter uma visão simulada completa da cirurgia, incluindo suas próprias mãos. O paciente pode ser completamente reconstruído no mundo virtual – o que requer, no entanto, uma base de dados gráfica bastante detalhada. Para estudantes de medicina pressupõe-se que seja mais adequado começar seu treinamento em pacientes 3D virtuais, explorando virtualmente todas as capacidades cirúrgicas. De modo geral, o objetivo dos simuladores de cirurgia em computador consiste na criação de um ambiente que dê suporte ao ensino e treinamento, permitindo ao usuário visualizar e treinar procedimentos clínicos e cirúrgicos. Nesse contexto, os sistemas de simulação de cirurgia devem oferecer métodos de treinamento eficientes, seguros, realísticos e relativamente econômicos em uma variedade de tarefas cirúrgicas. A ênfase da pesquisa nessa área está localizada na interação em tempo real entre o usuário e o paciente virtual, na utilização virtual de instrumentos médicos, nas técnicas de cirurgia e nos modelos de representação para as mais diversas estruturas anatômicas e processos fisiológicos. A possibilidade de simular uma cirurgia oferece maior capacidade de discernimento na análise das potenciais conseqüências de uma técnica cirúrgica, ainda antes de a mesma ser, de fato, realizada.

1.3.10 Próteses e Implantes

Previamente, as recolocações do quadril e outras cirurgias similares foram realizadas utilizando-se peças de substituição feitas a partir de medidas padrão, selecionadas em uma escala baseada em dados antropomórficos, fornecida pelos fabricantes. Isso funciona de forma satisfatória para alguns tipos de procedimentos, mas não completamente, nem em todos os casos. Há sempre pacientes fora da escala padrão, com tamanhos intermediários ou com exigências especiais causadas pelas doenças ou pela genética. A PR torna possível manufaturar próteses sob encomenda, que encaixam com precisão no paciente, a um custo razoável. A figura 1-12 ilustra casos de reconstrução cranial e próteses.

O uso de biomodelos para patologias na região craniofacial tem experimentado um grande avanço. Em casos de deformidades faciais ósseas (*Lo, 2004*), ou deslocamentos espaciais da mandíbula ou maxila, é possível fazer medidas exatas das deformidades nas três dimensões (*The British Association of Oral and Maxillofacial Surgery*); estas são técnicas já muito utilizadas. Os

biomodelos também permitem fazer a estimativa de volume, tanto de estruturas ósseas para possíveis implantes, como de cavidades ósseas e hiperplasias do processo coronóide para propósitos reconstrutivos (*Asaumi, 2001*).

A reconstrução completa do osso frontal, (*Bill, 1999*), utilizando um implante de resina biocompativel (PMMA – polimetilmetacrilato), foi confeccionada com base num biomodelo. Em outro estudo, os biomodelos foram utilizados como guias na confecção de implantes de plástico reforçado com fibra de carbono CFRP (*carbon fiber reinforced plastic*) para o tratamento de grandes defeitos ósseos na região frontal, em 12 pacientes que realizaram craniotomia[19] devido a diferentes causas (*Tomancok, 1999*). Os autores concluíram que este é um método de reconstrução superior aos tradicionais, pois economiza tempo operatório e melhora os resultados finais, sendo o método de eleição na reconstrução de grandes defeitos ósseos cranianos. Com o planejamento para fixação de implantes no zigomático, baseado em biomodelos de SLA (*Dermey, 1999*), pode-se evitar acidentes como a perfuração do assoalho orbitário e a perfuração medial do osso zigomático. Também são úteis para prevenir o contato da broca com tecidos moles, além de simplificar o procedimento, pois não há a necessidade de perfuração da parede lateral do seio maxilar para visualizar a direção da broca na cavidade dos seios da face.

Outro estudo utilizou guias cirúrgico feitos pela SLA para fixação de vértebras lombares (*Van Brussel, 1999*). Os autores observaram que as guias individuais apresentam uma relação custo-benefício positiva, pois estas aumentam a precisão e a segurança das perfurações, diminuindo o tempo cirúrgico. Em um planejamento ortodôntico-cirúrgico para o tratamento de pacientes com laterognatismo[20] mandibular realizado com biomodelo em SLA (*Whitman, 1999*), as medidas do biomodelo, principalmente aquelas relacionadas à articulação têmporo-mandibular, guiam a montagem dos modelos de gesso em um articulador semi-ajustável.

Winder relatou a fabricação de implantes de titânio na região do osso frontal, usando como referência o biomodelo espelhado (*Winder, 1999*). As imagens contra laterais ao defeito de 10 pacientes foram espelhadas e utilizadas como base para construção de biomodelos. A técnica

[19] Abertura cirúrgica do crânio.
[20] Desvio lateral do queixo

funciona bem em defeitos laterais, porém apresenta dificuldades nas regiões occipital e frontal. Além da imprecisão inerente à técnica (1 mm), a imprecisão introduzida pela edição manual dos contornos pode chegar a 2 mm. Para acomodar este erro as placas de titânio são estendidas 4 mm além dos limites do defeito. Todas as placas tiveram ótima adaptação, reduzindo o tempo operatório e diminuindo a manipulação dos tecidos; nenhuma complicação foi observada, o custo foi reduzido. Biomodelos em SLA e técnicas de CNC também foram utilizadas na fabricação de implantes de titânio para reconstrução maxilar, de hemimandíbula e da dentição, sem a necessidade de complicados retalhos de recobrimento após a remoção de um tumor (*Peckitt, 1999*).

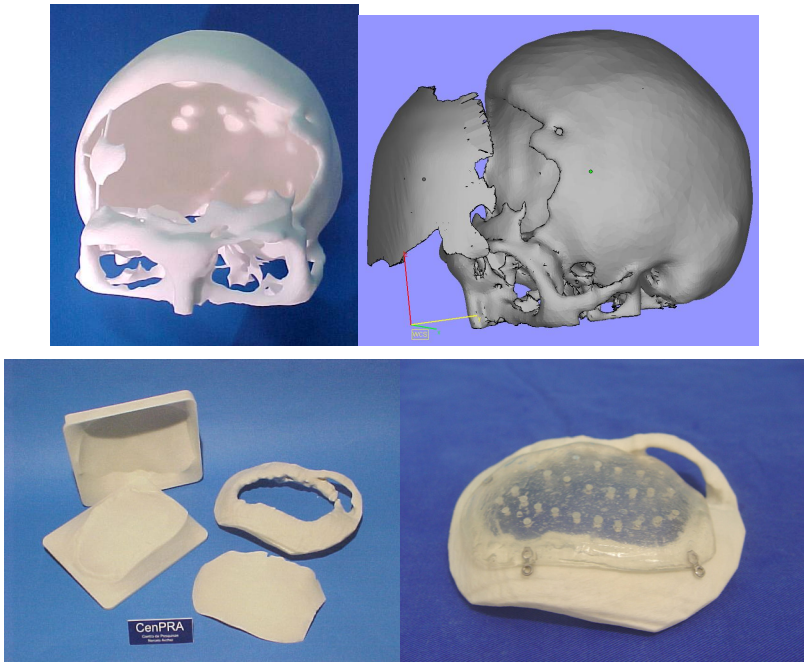


Figura 1-12: Exemplos de modelos de próteses e moldes de crânio fabricados no CenPRA, e utilizados pelo Dr. Carlos Melro.

A redução no tempo cirúrgico, a menor necessidade de cuidados intensivos pós-operatórios e a diminuição no tempo de hospitalização indicam, nesse trabalho, uma economia de U$$32.500 a U$$35.000 por paciente. Na adaptação de uma placa reconstrutiva em um caso de ressecção hemimandibular, Kernan usou o biomodelo e obteve uma diminuição do tempo cirúrgico, o que minimizou a exposição tecidual e também a perda de sangue (*Kernan, 2000*).

1.3.11 Ensino e Treinamento

A dissecação de cadáveres, as ilustrações médicas e os modelos em plástico vêm sendo usados no ensino da anatomia humana e na pesquisa da localização, função e inter-relação dos diversos órgãos do corpo. No entanto, ao uso de cadáveres associam-se muitas limitações: custos, dificuldades de obtenção, não representatividade de todas as faixas etárias e variedades antropomórficas de uma dada população. Estes obstáculos podem, num contexto educacional, ser contornados através do uso de modelos em madeira ou plástico, ou de Atlas fotográficos de cadáveres dissecados, com qualidade, precisão e nível de detalhe anatômico excelentes. O conjunto de imagens médicas digitalizadas e disponibilizadas pela *National Library of Medicine*, através do trabalho *Visible Human* (*NLM, 1986*), introduziu uma nova abordagem para os Atlas anatômicos. Mais do que fotografias, este trabalho trouxe uma nova dimensão à visualização anatômica.

O conjunto de dados é completamente reciclável, uma vez que o cadáver virtual pode ser re-seccionado e visualizado indefinidas vezes, por uma quantidade ilimitada de pessoas. É preciso deixar claro que esses argumentos não vêm reivindicar a substituição do uso de cadáveres reais no ensino da anatomia, mas sim introduzir mais uma ferramenta, possibilitando o acesso a uma maior quantidade de dados e minimizando, ao mesmo tempo, a utilização de cadáveres (*Santa Bárbara, 2003*). Um idealizador de um projeto deste tipo com o CenPRA foi o Dr. Cássio Raposo do Amaral[21]; todavia, problemas de estruturação e planejamento acabaram por adiar o projeto.

1.4 Considerações de custo/benefício sobre o uso de Imagens 3D e Prototipagem Rápida

De acordo com a experiência obtida na analise (modelagem virtual) – e na execução dos casos clínicos – (prototipagem e planejamento) – quase todos os médicos relataram que as aplicações de biomodelos no planejamento cirúrgico são excelentes, mas que estas tecnologias são ainda caras e não podem ser aplicadas a casos urgentes, seu uso precisa ser avaliado criticamente com vistas a valor informativo, precisão, custo e beneficio em termos de melhoras no diagnóstico e na cirurgia. Casos têm sido classificados de acordo com a patologia e intervenção cirúrgica. A qualidade e fidelidade da reprodução anatômica, a presença de artefatos,

tão bem quanto o valor informativo para diagnóstico e planejamento cirúrgico têm sido avaliados com base na experiência subjetiva de cirurgiões.

Outros fatores devem ser considerados ao se ponderar a relação custo beneficio. Técnicas de prototipagem SLS e 3DP e de aquisição de imagens TC têm sido comparadas para tentar viabilizar um caminho alternativo, que alie custo e qualidade (*Santa Bárbara, 2005*). Sanguera (*Surgeons, 2005, Sanghera, 2001*) reportam os resultados de doze meses de um estudo, promovido pelo Serviço Nacional de Saúde (SNS) do Reino Unido (National Health Service - NHS UK), com o intuito de avaliar o potencial dos biomodelos médicos no planejamento de procedimentos complexos em cirurgia ortopédica e maxilofacial. Esse estudo foi desenvolvido devido aos altos custos do NHS com tratamentos imprecisos e incompletos. Esses custos advêm de revisões para correção de tratamentos primários deficientes, acarretando o uso do leito hospitalar, o tempo de sala cirúrgica e os gastos com a equipe cirúrgica. Futuras pesquisas são necessárias para avaliar o verdadeiro benefício desses modelos em cirurgia, sendo a cirurgia maxilofacial e ortopédica as mais beneficiadas com um financiamento subsidiado central, podendo beneficiar todo o Sistema Nacional de Saúde.

Acredita-se que uma melhora no diagnóstico através de técnicas planares tem sido oferecida por visualização 3D em casos de malformações, especialmente em pacientes assimétricos, e correções pós-traumáticas complexas, principalmente envolvendo a região orbital.

Nos casos sérios de trauma agudo a vantagem obtida é limitada, pois são situações cuja urgência impede o tempo requerido para esses exames. Há beneficio substancial no diagnóstico e análise de tumores ou patologias benignas na mandíbula. Em operações maxilofaciais, a contribuição mais significativa dos modelos 3D se dá no planejamento cirúrgico – os modelos de prototipagem rápida permitem simular osteotomias e enxertos, medir movimentos do osso e auxiliam na construção de próteses. A Europa lidera os esforços na pesquisa em PR em modelagem médica (*Lightman, 1977*), tanto em número de programas quanto em seu conteúdo. A maior atenção está no trabalho BRITE EuRAM PHIDIAS (*Phidias, 2004*), administrado por Materialise, NV – Bélgica *(Materialise, 2004*) comercializa o produto Mimics, com várias

[21] Falecido na cidade de Campinas em 2005, então Presidente da SOBRAPAR.

opções de módulos dependendo da aplicação a que se destina. Nesse trabalho atua também a empresa Zeneca Specialities (UK), a qual tem desenvolvido novas resinas para o processo de SLA de PR, juntamente com clínicas, hospitais e grupos de pesquisa médica universitária.

1.5 Discussão

Réplicas físicas mostram conflitos estruturais de forma mais aparente e facilitam a preparação de placas de fixação rígida para implantes ainda no tempo pré-operatório. A desvantagem desse modelo inclui o alto custo de construção e tempo e a natureza destrutiva da simulação. Réplicas de volume digital permitem simulação repetitiva e também a utilização de um computador mais modesto (*Udupa, 2000*).

A simulação de procedimentos cirúrgicos no biomodelo permite selecionar a melhor estratégia e técnica – a escolha é baseada na redução de riscos e na predição de resultados funcionais e estéticos. Pode-se usá-la também como uma ferramenta educacional, pois permite aos estudantes treinar procedimentos cirúrgicos de forma não invasiva. As técnicas de simulação ajudam a informar ao paciente sobre o seu estado e o tratamento proposto, o que é importante para que o paciente tenha ciência do processo terapêutico em curso. As simulações podem descrever mudanças físicas, cirúrgicas ou traumáticas, baseadas na comparação entre imagens pré e pós-operatórias. Entretanto, para que a simulação cirúrgica seja largamente utilizada, é necessário mostrar o seu valor de utilização, sua precisão e validade em comparações entre as simulações e as respostas.

A utilização de computação gráfica em cirurgia está crescendo e pode haver, sim, uma harmonia entre os defensores dos benefícios da tecnologia e aqueles que insistem no rigor de estudos sistemáticos para suportarem essas afirmações. Os resultados obtidos através da comparação entre a qualidade dos resultados das simulações e a dos padrões-ouro, incluindo *phantoms* de objetos e cadáveres, são encorajadores (*Saddi*). A discrepância entre o simulado e o real demonstra que o problema a ser resolvido é complexo e demanda muitos estudos. A factibilidade de gerar e manipular imagens gráficas de objetos biológicos já foi demonstrada

algumas vezes na década passada (*Udupa, 2000*); um progresso real nessa área está sendo alcançado com cuidadosos estudos sistemáticos.

Como conseqüência da aplicação dessas tecnologias outros benefícios advirão, tais como transferência de tecnologia, ampliação de intercâmbio e difusão de conhecimentos, oferta de novos produtos e serviços de qualidade à comunidade, produção e incentivo de novos conhecimentos científicos, promoção da inovação tecnológica, formação e capacitação de recursos humanos, dentre outros. A utilização de imagens médicas associadas à PR facilita sobremaneira a comunicação médico-paciente e médico-equipe. O diagnóstico é mais bem elaborado e as medidas ganham em exatidão, tornando possível a simulação e o planejamento preciso de cirurgias – influenciando fortemente na redução de tempo e custo de cirurgias.

Os trabalhos desenvolvidos e descritos aqui incluíram a visualização de dados médicos reconstruídos a partir de fatias digitalizadas de TC, e uma primeira implementação de um visualizador 3D. Foram desenvolvidos aproximadamente 400 casos até outubro de 2005, utilizando imagens tomográficas, análise de imagens e PR, com parceiros em vários campos da cirurgia plástica e bucomaxilofacial.

Todo o trabalho está sendo desenvolvido com estreitas relações profissionais e pessoais com instituições e profissionais, que acreditaram no trabalho e concordaram em participar do estudo de viabilidade técnica, selecionando casos clínicos de grande complexidade no diagnóstico, viabilizando as tomografias, confirmando os diagnósticos através das análises das imagens 3D e dos protótipos recebidos para planejamento cirúrgico. Dentre muitos, podem-se destacar pelo tempo de trabalho contínuo: Dr. André Carolli Rocha, Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas, Universidade Estadual de São Paulo, www.hcnet.usp.br/iot/ ; Dr. Antonio Athaide e Dr. Cássio M. Raposo do Amaral, Sociedade Brasileira de Pesquisa e Assistência em Reabilitação Crânio Facial, SOBRAPAR - Universidade Estadual de Campinas, SP, www.sobrapar.org.br.; Dr. Eduardo Meurer, Pontifícia Universidade Católica de Porto Alegre, RS, Departamento de Odontologia; e, mais recentemente, Dr. José Higino Steck e Dr. Sergio Maya, do Hospital Mário Gatti de Campinas; Dr. Roberto Macoto, do Centrinho de Bauru; Dr. Paulo Afonso de Oliveira, Piracicaba; Dr. Giovanni di Giacomo

UNISA-SP; Dr. Mario Saddy, Odontologia USP; Dr. Eduardo Sannomiya Univ. Metodista de SP., Dr. Carlos Melro Vera Cruz.

Este trabalho está organizado da seguinte forma: no capítulo 2 a aquisição de dados tomográficos, as características dos fatores de controle operacional do tomógrafo e fatores de qualidade da imagem. A partir desta discussão, propõe-se um protocolo de aquisição de imagens médicas de tomografia para o objetivo de reconstrução tridimensional. A qualidade da imagem adquirida é essencial para uma analise posterior. No capítulo 3 descreve-se a metodologia de desenvolvimento e as funcionalidades do software *InVesalius*. Apresentam-se sumariamente as bibliotecas, compiladores e linguagens de programação utilizadas. No capítulo 4, descrevem-se os processos utilizados no CenPRA para a construção dos biomodelos e os fatores de qualidade do processo de PR para fabricação dos modelos médicos físicos. No capítulo 5 apresentam-se os resultados qualitativos obtidos por este trabalho frente aos cirurgiões em mais de 400 casos cirúrgicos realizados. No capítulo 6, a conclusão deste trabalho.

Capítulo 2

Aquisição de Imagens Médicas

Descreve-se resumidamente como se faz a aquisição de imagens médicas através da tomografia computadorizada (TC) e como é criada a imagem digital. Além disto, posto que "Qualidade" é uma noção subjetiva, dependente da função da imagem, entender as suas características e como elas contribuem para a qualidade da imagem é importante para que os radiologistas possam reconhecer e articular suas causas. Isto é, a qualidade da imagem é determinada por uma combinação de fatores que estão inter-relacionados. Discutem-se alguns destes fatores tais como desenvolvimento, projeto, performance geral, operação e manutenção do equipamento, além de sensibilidade de contraste, *blurring*[22], ruído visual, artefatos e características espaciais (geométricas).

O conhecimento destas relações é necessário para entender as limitações de visibilidade, avaliar a qualidade da imagem, determinar e ajustar protocolos de imagem para procedimentos e objetivos clínicos específicos. Esta discussão visa levantar uma metodologia, com procedimentos que devem ser seguidos para se obter uma imagem médica de qualidade para a posterior reconstrução tridimensional em um software de visualização 3D. Isto porque este trabalho visa analisar, além da imagem 2D gravada na chapa radiográfica já consolidada, a visualização da imagem 3D no terminal de um computador.

[22] Significa embaçar, manchar. Em muitos trechos decidiu-se manter o termo original, em inglês, visto que tem ampla utilização na área de processamento de imagem, e a tradução, em determinados contextos, perde um pouco do significado real.

2.1 Evolução das Técnicas Radiológicas

Em 1895 o físico alemão Wilhelm Conrad Rontgen descobriu os raios X, revolucionando o meio cientifico, e em especial a medicina, de tal forma que, por volta de 1900, a radiologia já existia como especialidade médica. Os aspectos de crescimento e desenvolvimento dos indivíduos eram estudados até então através de dissecações e cortes seriais, em diferentes idades de morte. A radiografia, sendo não destrutiva e menos trabalhosa que estes métodos, permitia que grandes amostras pudessem ser examinadas, criando assim a possibilidade de uma análise quantitativa maior. O desejo de separar estruturas superpostas levou ainda ao desenvolvimento de uma variedade de técnicas tomográficas analógicas, especialmente a tomografia axial (seções transversais), mas que apresentavam maus resultados devido aos borrões nas imagens. Métodos matemáticos para reconstrução de imagens foram desenvolvidos, principalmente por Cormack. Por volta de 1970 Hounsfield e sua equipe, da EMI Corporation, desenvolveram o primeiro tomógrafo computadorizado comercialmente viável, o que permitiu pela primeira vez a visualização de estruturas internas do corpo através de seções transversais. Por este trabalho receberam o prêmio Nobel de Medicina em 1979.

Vários outros métodos de produção de imagens foram sendo desenvolvidos após a invenção do TC. São eles: a tomografia de ressonância magnética – RM, que produz cortes tomográficos a partir de campos magnéticos, a ultra-sonografia e a cintilografia. Esta última utiliza isótopos radioativos que, além de gerar imagens de estruturas anatômicas, prestam-se à avaliação da função orgânica. Neste grupo conta-se também com o PET (tomógrafo de emissão positrônica).

A crescente aplicação das modalidades de produção de imagens médicas digitais deve-se a vários fatores, entre os quais se destacam: a melhor compreensão dos princípios básicos da captação de imagens, o aperfeiçoamento de técnicas matemáticas de reconstrução e a evolução dos computadores, mais rápidos, baratos e seguros (*Almeida, 1998*). A figura 2.1 mostra imagens de tomografia e sua analise atual, através de chapas radiográficas.

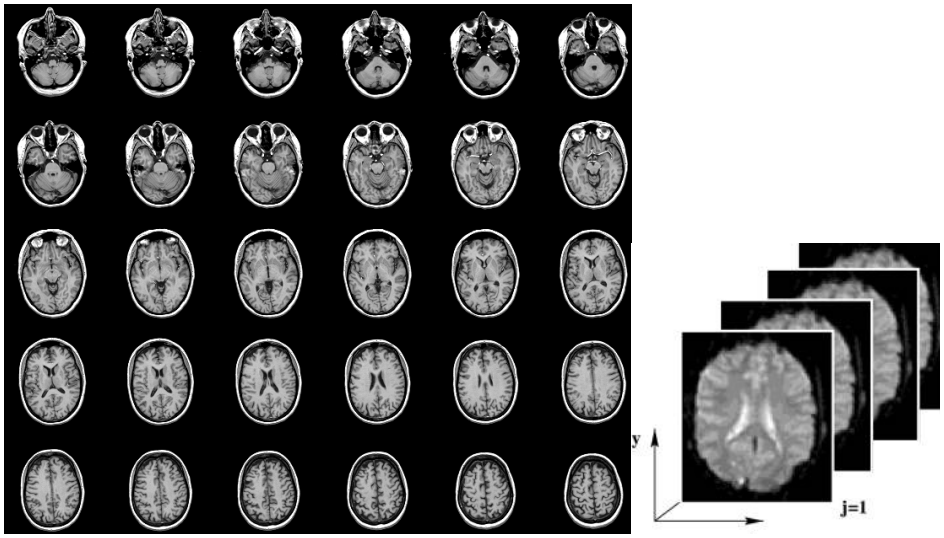


Figura 2.1 - Imagens digitais, como elas são vistas no negatoscópio e como elas são adquiridas.

2.2 Exames Diagnósticos

Podem-se classificar os exames diagnósticos em analógicos ou digitais, bidimensionais ou tridimensionais. Exames diagnósticos analógicos são aqueles em que a imagem é obtida por meio de filmes radiográficos. Os digitais são capturados por sensores especiais, que convertem o sinal analógico para um sinal digital, que então é decodificado por um computador, mostrando a imagem no monitor. Os exames bidimensionais são exames, analógicos ou digitais, que formam imagens que podem ser avaliadas em dois planos, como a radiografia panorâmica, radiografias extra-bucais e tomografias convencionais (lineares ou multidirecionais). Os exames tridimensionais são necessariamente exames digitais, que, independentemente do modo de obtenção da imagem, permitem reconstruções dos dados adquiridos, possibilitando a formação da imagem tridimensional e a utilização de programas de manipulação de imagens avançados. Como exemplos destes exames tridimensionais podem citar a tomografia volumétrica, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética.

2.3 Radiografia de Filme Plano

Em radiografias de filme plano convencional um objeto é localizado entre a fonte de emissão e um filme sensível aos raios X. A imagem do objeto assim formada representa a distribuição e o grau de atenuação dos raios X que passam através do objeto. Uma conseqüência é que todas as estruturas no caminho do feixe de raios X aparecem superpostas na imagem e não podem ser distinguidas uma da outra, conforme figura 2.2.

Estas radiografias, portanto, fornecem informação limitada de objetos tridimensionais mais complexos. Em caso de fósseis, por exemplo, alguma informação morfológica é perdida pela presença de matriz sedimentar, cuja densidade é maior que a da estrutura óssea do fóssil. O aumento da densidade faz com que os materiais se tornem mais opacos, isto é, atenuam a passagem dos raios X (*Spoor, 2000*).

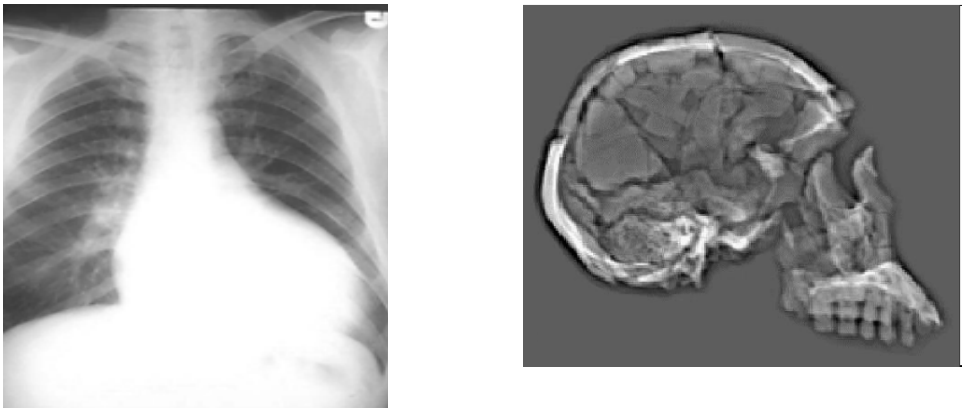


Figura 2.2 - Exame de raios X (Spoor, 2000).

Quando comparada com a tomografia e a ressonância, a radiografia tem a vantagem de ter uma alta resolução espacial [23], ser mais fácil de utilizar e mais barata, mas tem a desvantagem da

[23] A resolução espacial no plano define a riqueza de detalhes na imagem. Nas modalidades TC, RM, SPECT e PET a resolução é obtida dividindo o campo de visão FOV pela matriz de aquisição de imagem (a seção transversal do corpo é dividida em pequenos elementos – *pixels*). O número de *pixels* usados em cada dimensão linear da seção transversal define o tamanho da matriz de aquisição de imagem, 256 x 256, 512 x 512, 1024 x 1024, 192 x 256.

baixa resolução[24] de contraste. Dadas suas limitações, a radiografia convencional é mais informativa e compreensiva, tanto qualitativa como quantitativamente, quando aplicadas às formas relativamente simples, tais como dentição e ossos pós-craniais.

2.3.1 Absorção de Raios-X no Corpo Humano

O corpo humano é uma estrutura complexa, constituída de diferentes espessuras e de diferentes materiais, com elementos atômicos específicos que absorvem os raios X[25] em graus variáveis. Estes irradiam das fontes em linhas retas, em todas as direções, até que são detidos por um detector. Somente uma pequena quantidade de raios úteis sai do tubo através de uma janela ou abertura. Na maioria dos equipamentos de raios X usados em medicina a voltagem kV pode variar dentro de uma faixa entre 40 kV e 125 kV ou mais.

[24] A resolução de contraste mede a habilidade de distinguir entre diferenças na intensidade da imagem. A resolução da imagem é dada pelo número de valores de *pixels* possíveis e é definida como o número de *bits* que representa o valor de um *pixel*. A representação de 12 *bits* (resolução de contraste de 12 *bits)* é a mais utilizada. Entretanto, devido às limitações do display de imagem e da acuidade visual humana, a resolução de contraste percebida de 12 *bits* é na verdade menor, e deve ser reduzidos para algo como 6 ou 8 bits.

[25]Os raio-x são uma forma de radiação (emissão de raios, partículas) eletromagnética. Suas propriedades de maneira geral são semelhantes às da luz visível. As radiações ionizantes e não ionizantes são comumente utilizadas na prática médica, sendo que as ionizantes são de fundamental importância na cardiologia-intervencionista pelo risco de produzirem danos biológicos. Radiação ionizante é qualquer forma de energia capaz de produzir íons pela interação da matéria, incluindo o raio-x proveniente dos equipamentos geradores de raio-x e os raios gama de material radioativo. As unidades de raio-x só produzem radiação quando são energisadas, enquanto os materiais radioativos emitem radiação continuamente. Exposição é uma medida da quantidade de ionização produzida numa unidade de massa de ar, sendo proporcional a quantidade de raio-x incidente nesta massa de ar. As unidades que expressam exposição são o roentgen (R), ditas unidades tradicionais e o coulombs/kg (C / kg) que são unidades internacionais (SI). A energia absorvida por unidade de massa do material exposto é expressa pela unidade tradicional, o rad (dose de radiação absorvida) ou pelo gray (Gy), que é unidade internacional. Representa a energia depositada nos tecidos e órgãos do corpo. A quantidade de energia absorvida depende do material exposto e da intensidade da radiação. Dose equivalente é o termo usado com propósitos de proteção referente aos diferentes tipos de radiação, sendo expressa numa escala comum. Alguns tipos de radiação produzem mais dano biológico por unidade de dose do que outros tipos de radiação. Dose equivalente é expressa em rem, que é a unidade tradicional ou sievert (Sv), unidade internacional.

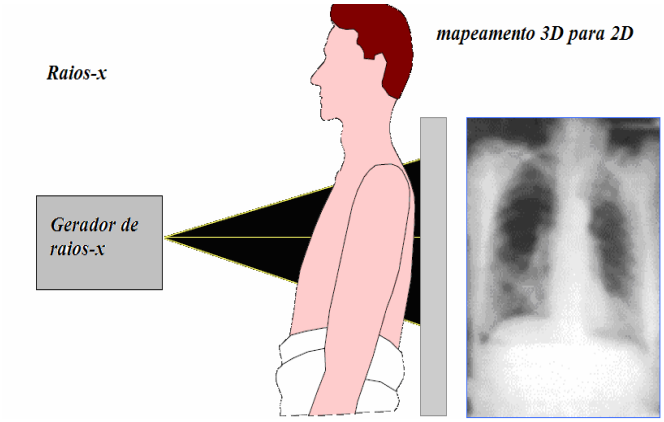


Figura 2.3 – O mapeamento de 3D para 2D (*ImpactScan, 2005*)

Quando baixos valores de kV são usados os raios X têm maior comprimento de ondas (baixa energia) e são facilmente absorvidos, estes são algumas vezes referidos como raios X "suaves". As radiações produzidas em alto kV têm maior energia (menor comprimento de onda), portanto esta radiação é mais penetrante e algumas vezes chamada de radiação "dura". Os feixes de raios X usados em radiografia médica são heterogêneos porque consistem em feixes de radiação de diferentes comprimentos de ondas e diferentes poderes de penetração.

Quando o feixe sai do corpo, diferentes áreas deste conterão diferentes intensidades de radiação, resultantes das diferenças de absorções, que ocorreram nos tecidos, quando ele passou através do corpo (relacionada com a quantidade de fótons absorvidos). A distribuição de intensidades de raios X no espaço é referida como imagem aérea, ou imagem no espaço, para distingui-la da imagem radiográfica. Uma das principais propriedades destes raios é a sua capacidade de penetrar a matéria, entretanto, nem todos os que entram na matéria a penetram; alguns deles são absorvidos. Aqueles que atravessam a matéria formam a imagem aérea.

Considere-se, por exemplo, as intensidades de raios X que emergem de uma parte do corpo que consista de osso rodeado por tecido mole. O osso, por causa de seu número atômico e densidade maior, é mais absorvente do que o tecido ao seu redor, e, conseqüentemente, a intensidade do feixe através dele é menor do que a intensidade do feixe através do tecido mole. Isto é, porque os elementos constituintes do corpo (hidrogênio, oxigênio, cálcio e outros) são de baixo peso atômico, eles não são levados em conta. A relação entre a intensidade de raios X que

emerge de uma parte do objeto e a intensidade que emerge de uma parte próxima, mais absorvente, é chamada de contraste do objeto, ou da radiação.

Fatores que afetam a absorção de raios X:

- Espessura do corpo – Um pedaço de material grosso absorve mais radiação X do que um pedaço fino do mesmo material.
- Densidade do corpo – Um material de maior densidade é mais absorvente do que um de menor densidade, permanecendo os demais fatores.
- Número atômico do corpo – Um material com mesma área e peso que outro, mas com um número atômico menor, absorve uma quantidade menor de raios X. A absorção depende do número atômico, que está relacionado com a energia da radiação X incidente. Para uma mesma energia, um feixe de raios X será tanto mais penetrante quanto menor for o número atômico.
- Meios de Contraste – Aplica-se meios de contraste com objetivo de acentuar as diferenças de absorção entre as estruturas do corpo e as regiões ao redor das mesmas. São substâncias que diferem em densidade e número atômico dos tecidos onde eles são introduzidos. Algumas das substâncias mais comuns usadas como meios de contrastes são: suspensões aquosas de sulfato de bário (as quais absorvem mais radiação do que a área ao seu redor e são conhecidas como radiopacos); compostos orgânicos líquidos contendo iodo e gases, tais como o ar ou o dióxido de carbono (estes gases são menos absorventes do que os tecidos adjacentes e são conhecidos como radio luminescentes).
- Quilovoltagem (kV) – O kV altera o poder de penetração dos raios X, a intensidade total do feixe e o contraste do objeto. Esta mudança na intensidade ocorre mesmo que a corrente do tubo não seja alterada. Raios X produzidos a baixo kV, isto é, aqueles com grande comprimento de onda, são facilmente absorvidos, enquanto os de alta energia, ou alto kV, aqueles com curto comprimento de onda, penetram materiais com mais facilidade. Todos os comprimentos de onda presentes no feixe de baixo kV estão presentes no alto kV, e em intensidade muito maior (assim a intensidade total do feixe aumenta).

- Miliamperagem (mA) – Conforme a mA, ou a intensidade da radiação X do ponto focal, aumenta, todas as intensidades correspondentes ao padrão que emergem do corpo também aumentam, proporcionalmente. Isto é, as diversas intensidades de raios X continuam a manter a mesma relação entre si e vice-versa.
- Movimento – Os movimentos, tanto o das estruturas sendo radiografadas quanto o do equipamento de exposição, podem causar severos obscurecimentos da imagem. Quando possível, a parte que está sendo examinada deve ser imobilizada. O tempo de exposição também deve ser o mais curto possível, de maneira a diminuir a possibilidade de manchas causadas pelo movimento.

2.4 Tomografia Convencional (Planigrafia)

A tomografia convencional, também conhecida como planigrafia, é um exame bidimensional que pode ser analógico ou digital, com formação da imagem em cortes planos. Possui o princípio de formação de imagens, de modo que o tubo de raios X e a chapa se movimentam em direções opostas e em um momento específico estas velocidades se anulam formando a imagem. Este princípio de formação de imagem gera artefatos (que são as regiões vizinhas a este momento de velocidade nula, em que há uma velocidade reduzida) e produz uma imagem sem nitidez, sobrepondo a imagem desejada e dificultando em alguns casos a interpretação.

Equipamentos específicos realizam esta dinâmica de movimentação, podendo ser lineares, na horizontal ou na vertical, gerando a denominada tomografia linear, ou podendo executar movimentos circulares mais complexos, gerando a chamada tomografia multidirecional. Estes equipamentos podem ou não ser operados por computador, mas isto não indica que estes exames serão denominados de tomografia computadorizada, sendo que esta possui uma tecnologia diferenciada e será vista mais adiante. A vantagem destes exames, em relação aos de radiografia panorâmica, é a obtenção de cortes sem distorção de imagem, porém com magnificação, que é uma ampliação fixa específica para cada equipamento. Esta magnificação pode variar de 8% a

85%, dependendo do fabricante do equipamento. O posicionamento incorreto do paciente ou do plano de imagem provoca distorções da imagem em relação à altura ou espessura.

2.5 Tomografia Volumétrica

Esta tecnologia desenvolveu-se voltada especificamente para a área odontológica, visando ter um custo menor de equipamento em relação à tomografia computadorizada e permitir a obtenção de imagens digitais por meio da captura do volume ósseo do paciente. Assim, um volume circular de 15 cm de altura por 15 cm de diâmetro é obtido em uma só exposição, reduzindo a dose de radiação recebida pelo paciente. A tomografia volumétrica não permite a aquisição de imagens de tecidos moles, apesar de ser um exame digital tridimensional que possibilita as reconstruções odontológicas, em 3D, e a geração de imagens no formato DICOM, permitindo a exportação dos dados neste formato para equipamentos com recursos de diagnóstico mais sofisticados. As resoluções espaciais dos cortes axiais são menores que as da TC, e os artefatos circulares da aquisição afetam a produção da imagem, reduzindo o poder diagnóstico do exame. As reformatações multiplanares e tridimensionais possuem resolução comparável a TC, possíveis de serem mensuradas, sendo o baixo custo do equipamento e a baixa dose de exposição as maiores vantagens para o uso da tomografia volumétrica.

2.6 Tomografia Computadorizada – TC

A TC constitui-se num aparelho de raios X muito mais complexo que o de radiografia de filme plano. Neste a ampola que emite os raios gira 360 graus, fazendo uma circunferência completa em torno do corpo do paciente, localizado em uma câmara ou invólucro, chamado de *gantry*. A geometria do feixe é definida por uma fenda, por onde passa uma pequena parte do feixe, chamada de colimador, cuja largura de abertura pode ser controlada pelo operador (*Spoor, 2000*).

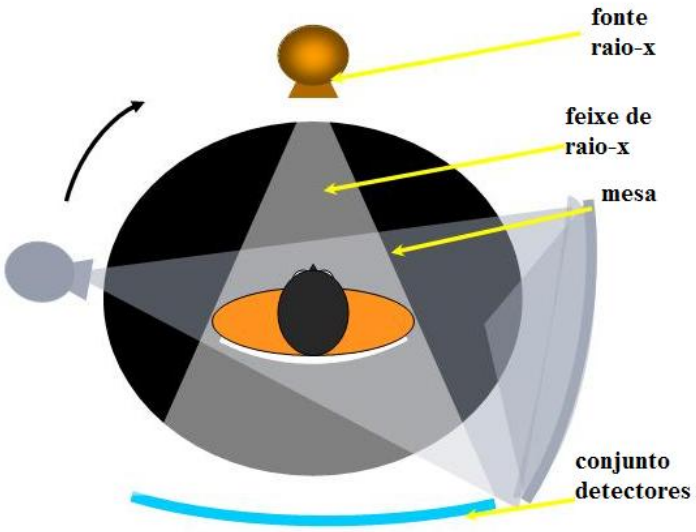


Figura 2.4 – Formação de imagem de tomografia computadorizada (*ImpactScan, 2005*)

2-6-1 Formação da Imagem Tomográfica

A formação da imagem de uma TC tem três fases: **fase da varredura**, quando se produzem dados, mas não imagens; **fase de reconstrução**, onde se processa os dados adquiridos e se forma a imagem digital. A imagem analógica visível e mostrada (na ilustração abaixo em tons de cinza) é produzida na **fase de conversão**, de digital para analógico. Há fatores ajustáveis associados a cada uma destas fases, que podem ter efeitos nas características e qualidade da imagem.

Durante a fase de varredura, conforme figura 2.5, um feixe de raios X em forma de leque é passado em torno do corpo do paciente. A quantidade de radiação que penetra no corpo vindo de cada raio individual é medida por um complexo conjunto de detectores de raios X, que vai simultaneamente recolhendo esses raios no lado oposto à ampola, depois que eles passaram através do paciente. Pode-se ter aproximadamente 800 raios tomados em 1000 diferentes ângulos de projeção, dando 800.000 medidas de transmissão, em tempos de aquisição de 0.4 a 2.0 segundos.

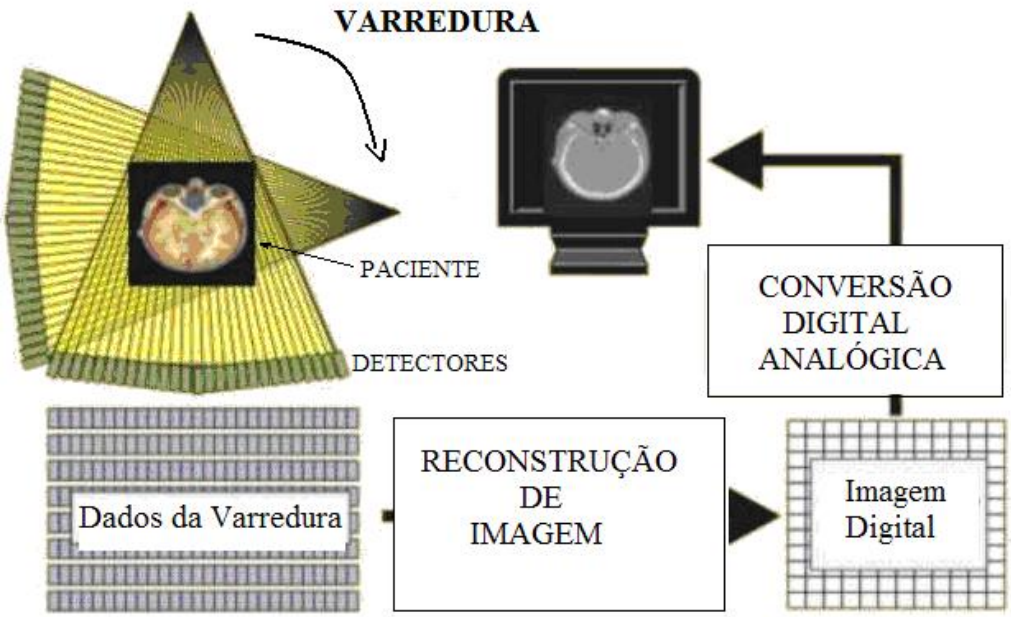


Figura 2.5 – As três fases de formação de uma imagem em tomografia computadorizada (*Impactscan, 2005*)

Quando o raio passa através do corpo, ele mede a atenuação total (ou penetração) dos raios X ao longo de seu caminho. Este dado é registrado pelo detector. Uma vista é feita de alguns raios individuais. Os raios recolhidos pelo aparelho são variavelmente atenuados pelo corpo do paciente, cuja variação na densidade dos diversos tecidos corpóreos deixa passar poucos ou muitos raios amortecidos. A varredura completa é formada ao girar-se o tubo de raios X em todo o derredor do paciente e assim projetarem-se várias vistas. Cada vista produz um perfil ou linha de dados numa matriz, conforme figura 2.6.

A intensidade dos raios X que chegam ao detector é convertida em um sinal digital. Cada intersecção dos raios X com cada parte do corpo no espaço é mapeada em uma matriz, e para cada localização mapeada na matriz é registrado um número, número este que corresponde a pontos de densidade da posição de uma parte do corpo.

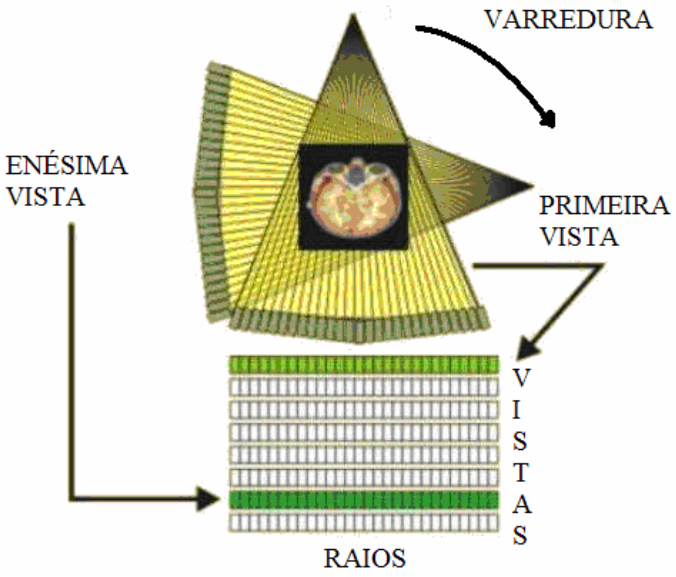


Figura 2.6 – A varredura de uma fatia gera um conjunto de raios-X que, após passarem pelo corpo, geram um conjunto de vistas, linhas de uma matriz de valores digitais que correspondem à atenuação dos raios ao longo do corpo (*Impactscan, 2005*).

Conforme figura 2.7, cada elemento desta matriz terá a espessura do corte e a largura, dependendo do número de linhas e colunas que o equipamento é capaz de fornecer. A atenuação do volume fatiado é medida em um grande número de direções. E pelo reposicionamento da mesa, com o objeto, pode-se alterar o plano no qual a medida é feita.

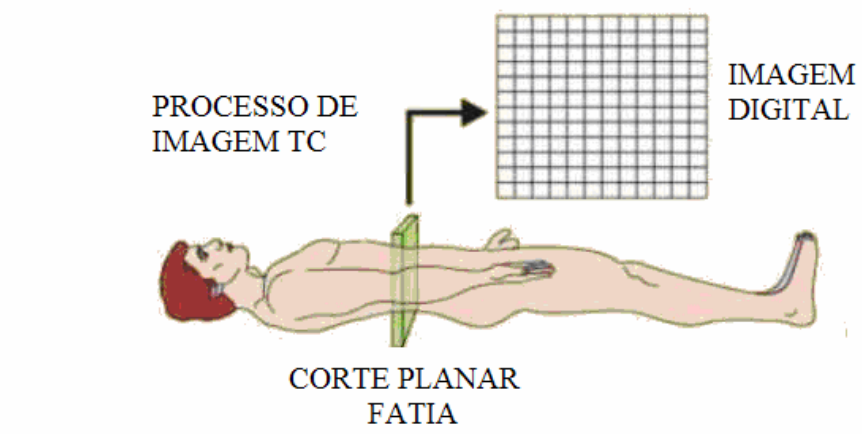


Figura 2.7 – Formação da matriz de pontos de densidade (*ImpactScan, 2005*).

O sinal de recepção dos raios X, gerado pelos detectores, é processado por um computador para formar as imagens em alta resolução e com aspecto espacial. O computador então reconstrói uma imagem tridimensional do interior do corpo do paciente. O resultado visual da TC é monocromático, ou seja, mostra apenas os vários tons do cinza, indo do totalmente preto ao branco. A quantidade de tons é muito mais numerosa que as variações de tons de cinza dos aparelhos de raios X convencionais, que tem uma variação de 30 escalas de cinza, no máximo, enquanto as imagens de TC possuem uma variação que chega a 200 escalas de cinza. Essa variação dos tons é que permite identificar a densidade do tecido examinado, sua constituição óssea, tumoral, líquida, etc. A figura 2.8 mostra o arranjo circular com a fonte e detectores de raios X.

2.6.2 Tomografia Planar e Tomografia Helicoidal

Atualmente existem duas formas para obtenção das imagens de TC, advindas de dois movimentos distintos do feixe de raios X: a planar e a helicoidal, uma variante introduzida em 1989. Na **TC planar** (*step and shoot*), conforme ilustrado nas figuras 2.9 e 2.11, os detectores estão fixos ao redor do paciente e o tubo de raios X faz um movimento de rotação completo sem que a mesa se mova, adquirindo um conjunto completo e consistente de dados; as exposições ocorrem uma de cada vez, sendo que entre uma tomada e outra é necessária a movimentação da mesa.

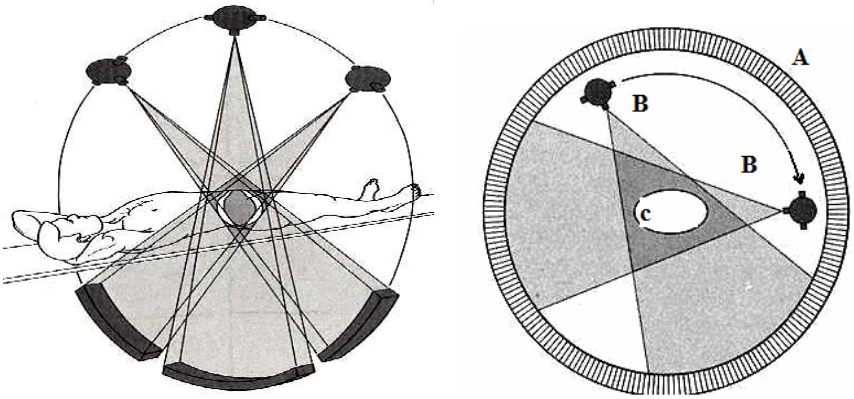


Figura 2.8 – O *gantry* de uma TC. Detectores de raios-X (A) encontram-se dispostos em localização oposta ao tubo de raios-X (B), que executam um movimento circular. O corpo a ser tomografado (C) é posicionado entre o tubo e os detectores (*Wegener, 1983*).

Nesta técnica é possível haver intervalos entre os cortes, determinados pela quantidade de movimento da mesa. Devido ao tempo necessário para o reposicionamento da mesa a cada corte, aumenta-se o tempo total do exame. A principal característica e limitação deste método é que o conjunto de dados é fixo para cada fatia especifica de tecido. Isto significa que a espessura da fatia, posição e orientação são fixas durante a fase de varredura.

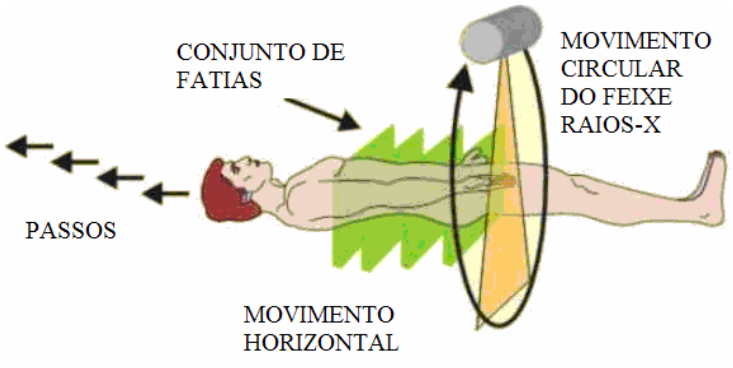


Figura 2.9 – Técnica *step and shoot*, em movimento planar (*ImpactScan, 2005*).

Na varredura espiral ou helicoidal, mais recente e mais utilizada, ocorre um movimento sincronizado e contínuo da mesa e do tubo de raios X; a mesa movimenta-se em direção ao *gantry,* e a fonte executa um movimento rotacional contínuo, resultando num padrão helicoidal do tubo de raios X em relação ao paciente (ver figuras 2.10, 2.11 e 2.12) (*Cavalcanti, 2000*). O movimento da mesa é controlado pelo operador, através de um fator denominado *pitch*, (ver figura 2.10). Este fator corresponde à distância em que a mesa, e conseqüentemente o corpo, é movida durante uma rotação do feixe, expresso como múltiplo da largura ou espessura do feixe de raios. À título de exemplo, se a mesa é movida 10 mm durante uma rotação e a largura do feixe é 5 mm o *pitch* terá valor 2.

A maior vantagem do helicoidal é que ele produz um conjunto de dados contínuo, que se estende sobre todo o volume do corpo, de modo que os dados não sejam quebrados em fatias. Durante a fase de reconstrução, como será visto mais adiante, o conjunto de dados do volume pode ser fatiado em caminhos diferentes, e pode-se ajustar a espessura, posição e orientação das fatias. Esta técnica é superior a planar devido à melhores resoluções temporal (*Kalender, 1990*) e de alto contraste e baixo contraste (*Wang, 1997*). Imagens de fatias que se sobrepõem podem ser

criadas, conforme figura 2.12. A reconstrução pode ser repetida para produzir imagens com diferentes características espaciais.

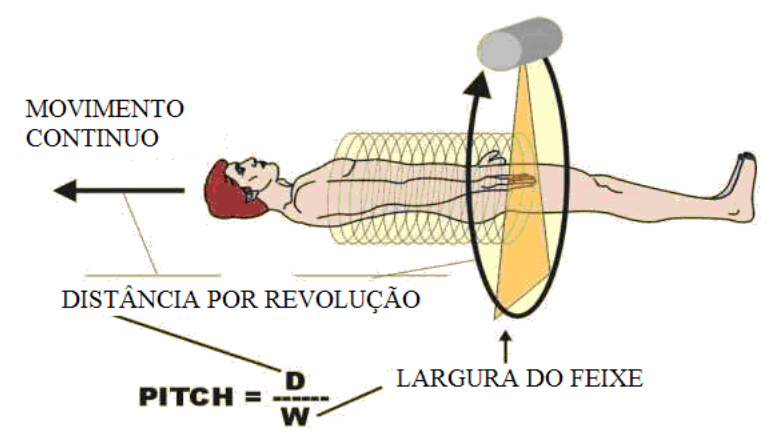


Figura 2.10 – Técnica tomográfica helicoidal (*ImpactScan, 2005*)

As medidas de atenuação são tomadas sobre a trajetória em espiral, em vez de sobre as fatias individuais vindas das posições fixas na mesa. Imagens de seções transversais são reconstruídas em alguma dada posição por meio de interpolação dessas medidas em espiral (porém resultam em uma qualidade de imagem reduzida) (*Spoor, 2000*, *Wilting&Timmer, 1999*).

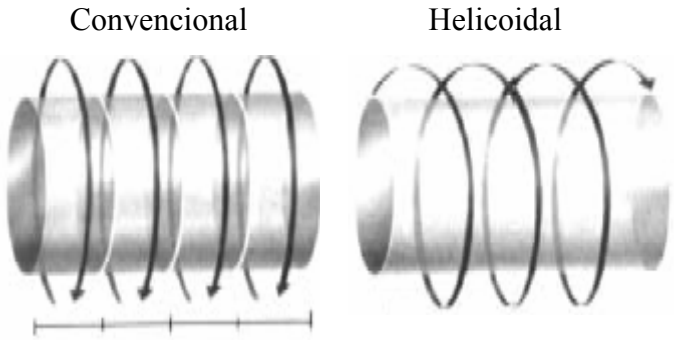


Figura 2.11 - Formas para obtenção dos cortes em TC. Na convencional, a mesa se posiciona a cada corte efetuado. Na helicoidal, há um movimento sincronizado de mesa e tubo, resultando num padrão helicoidal de movimento do tubo de raios X em relação ao paciente.

Uma imagem axial obtida de um TC planar é conseguida com um corte, um dos vários cortes paralelos um ao outro. Já no modo helicoidal, apesar de indistinguíveis na aparência, as imagens produzidas não são precisamente axiais como pode se ver na figura 2.12.

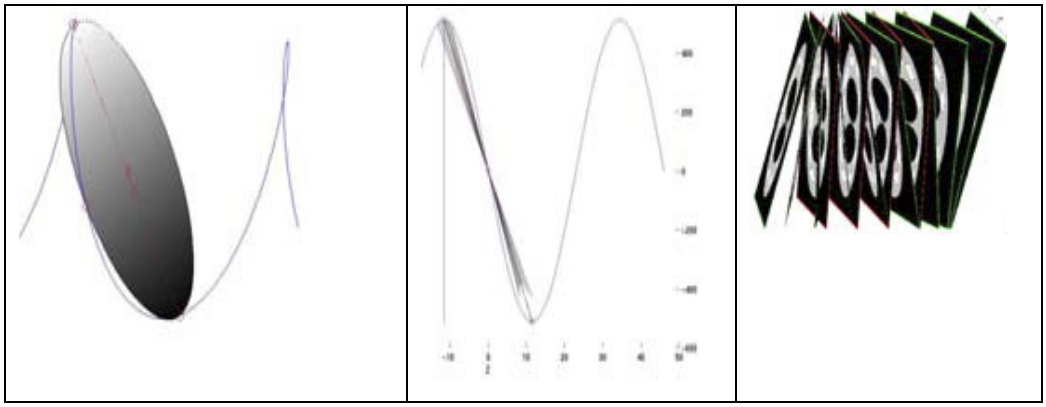


Figura 2.12 - Obtendo fatias do movimento helicoidal - Projeção 2D dentro de um plano inclinado. O ângulo de inclinação combina com o caminho helicoidal na localização desejada.

O movimento de obtenção da imagem é similar a uma mola, sendo que cada corte é obtido com uma ligeira angulação; assim, o início de um corte não corresponde ao final deste mesmo corte, como se vê na figura 2.12 e 2.13. Um *software* específico compensa esta angulação, utilizando uma média dos dados obtidos, criando uma imagem não inclinada – este processo é denominado interpolação. A interpolação permite uma aproximação da realidade, contando com os dados que não foram efetivamente adquiridos. Porém estas interpolações acarretam uma redução na resolução da imagem, resultando em perda de detalhes. Atualmente nenhum sistema elimina os problemas inerentes ao modo helicoidal de obtenção das imagens (*Romans, 1995*).

A mais nova tecnologia de TC é o multi-fatias (*multislice*) cuja principal vantagem é a alta velocidade e resolução, conforme pode ser visto na figura 2.15, mais adiante. Os novos equipamentos conseguem resolução de 0.5 mm, com rotação de 360° da fonte e detectores, em 0.5 segundos, com tempo de reconstrução de 0.5 segundos por fatia.

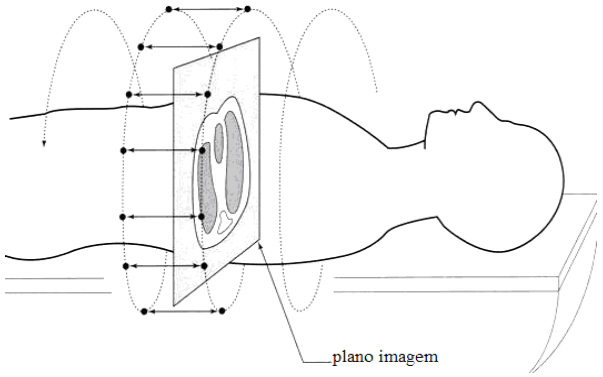


Figura 2.13 – Esta ilustração é um complemento à figura 2.12, onde se mostra a interpolação necessária para criar imagens como fatias planares com posição reconhecida (*Kalender, 1990*).

A cobertura de todo o corpo de 1 metro, longitudinal, em resolução milimétrica (isto é, 1000 fatias ou mais) pode ser feita em 25 segundos. Esta velocidade pode ser usada para adquirir grandes volumes com fatias finas. E com um sistema de 4 fatias e rotação de 0.5 segundos, o volume pode ser adquirido oito vezes mais rápido que com fatia única. Esta rápida rotação em multi-fatias abre a possibilidade de sua utilização em estudos cardíacos. O aumento de resolução no eixo Z fornece resolução de alta qualidade para visualização tridimensional, para aplicações como angiografia TC e endoscopia virtual. Outra vantagem é a habilidade de combinar múltiplas fatias estreitas em fatias mais largas de modo a reduzir artefatos de volume parcial sem aumentar o ruído (www.ge.com).

A principal diferença entre o multi-fatias e seus predecessores é o conjunto de detectores. O conjunto de detectores é configurado para operar com um anel deslizante que permite girar continuamente. O tempo de rotação da fonte de raios X e detectores, de aproximadamente 1 segundo para a maioria dos digitalizadores, foi reduzido para 0.5 segundos, ou menos. De uma única linha de detectores passou-se para 4 linhas, depois 8 linhas e agora está em 16 linhas. O resultado de dobrar a velocidade de rotação e as linhas de detectores é um aumento, na média, entre 8 e 32 vezes na velocidade (*Vannier, 2003*). Para digitalizar duas fatias, somente duas linhas de detectores são requeridas – a seleção da largura da fatia é feita pela colimação do feixe. Para digitalizar quatro fatias necessita-se mais que quatro linhas de detectores, entre 8 e 34 linhas nos digitalizadores atuais – a seleção da largura da fatia é feita pela colimação do feixe e chaveamento eletrônico.

Para produzir uma imagem na posição Z requerida é necessária a projeção dos dados para todos os ângulos da varredura. A projeção dos dados é produzida interpolando projeções a partir de alguns ângulos de varredura em posições Z similares, conforme figura 2.16. Antes de começar a digitalização de seções transversais obtêm-se uma ou mais imagens de referência, parecidas com uma radiografia.

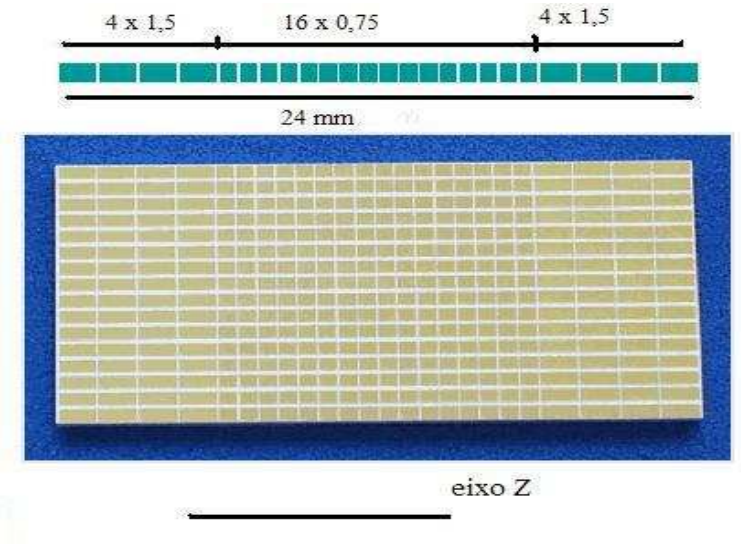


Figura 2.14 - Conjunto de detectores de 16 elementos-fatias de 24 milímetros em Z (*ImpactScan, 2005*).



Figura 2.15 – Processo de formação de imagem num digitalizador multi-fatias (*ImpactScan, 2005*).

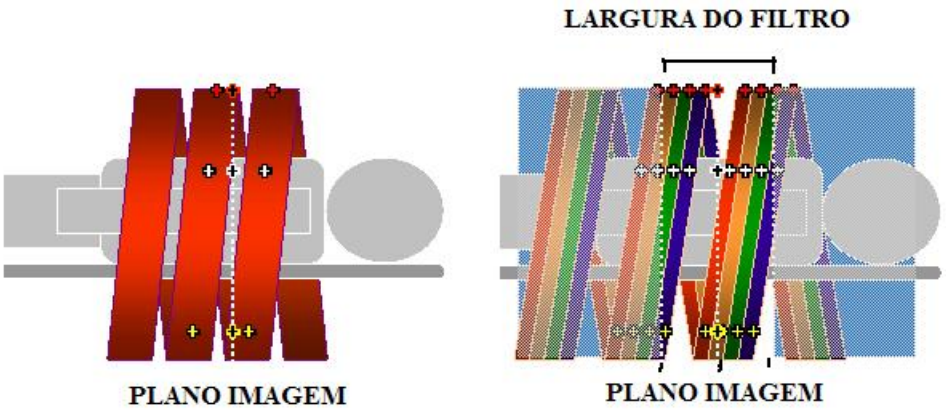


Figura 2.16 – Interpolação multi-fatias helicoidal: figura da esquerda – com interpolador 360° única fatia utiliza-se duas projeções próximas; figura da direita – com interpolador multi-fatias usa-se todas as projeções dentro da largura de filtro (*ImpactScan, 2005*).

Esta é uma forma de identificar e documentar onde a digitalização será feita, conforme figura 2.17. São chamadas digitalizações observadoras, ou "*scout*", ou então "escanografias"[26]. São obtidas mantendo a fonte de raios X e os detectores estacionários, e movendo a mesa, com o objeto, através dos feixes. A imagem obtida desta maneira é similar em aparência a uma imagem radiográfica de projeção convencional.

A seguir, com a máquina preparada e o paciente acomodado, começa-se a varredura da região de interesse. Para o entendimento é útil pensar no corpo de outra perspectiva, como se o que se movesse fosse o paciente. Na verdade o que se vê é o feixe se movendo ao longo do corpo, distribuindo radiação e adquirindo dados continuamente.

[26] A escanografia tem baixa resolução espacial, mas uma faixa dinâmica muito larga. Algumas formas de filtros de realce de bordas ou compressão de faixa dinâmica são frequentemente aplicados antes de mostrar a imagem. As escanografias são usados para localizar estruturas do corpo para subseqüente digitalização, especialmente por prescrição do plano gráfico, e para mostrar as localizações das fatias adquiridas.

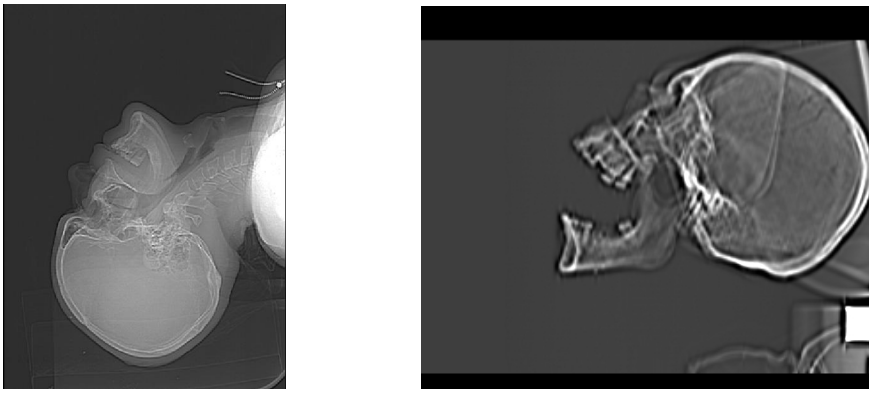


Figura 2.17 - Imagens de referência.

2.6.2.1 Pitch

Na digitalização helicoidal o parâmetro *pitch* é usado para se referir à taxa de incremento da mesa durante a rotação de 360° do *gantry* em relação à espessura do feixe colimado no isocentro. Algumas vezes este termo é usado para se referir ao número de detectores por unidade de distância, ou ao espaçamento centro a centro de células. Um *pitch* de 2 com uma abertura do colimador de 3 mm e taxa de rotação de 360° em 0.75 segundos indica que a espessura do feixe de raios X no centro do objeto, em algum ponto no tempo, é 3 mm, e que a taxa de alimentação da mesa é 8 mm/seg. (8 = 3 mm x 2 pitch/0.75 seg.).

Quando o *pitch* é aumentado o feixe de raios X parece se mover mais rápido ao longo do corpo do paciente. Ao mesmo tempo, o feixe se espalhará mais sobre o corpo fornecendo uma maior cobertura axial por unidade de tempo. Isto tem três grandes efeitos: o tempo levado na varredura para cobrir um volume específico do corpo será menor; a radiação será menos concentrada, assim a dose será reduzida, não havendo muito mais detalhes nos dados; e a qualidade da imagem será reduzida, conforme figura 2.18.

A mesma taxa de digitalização axial pode ser encontrada com uma abertura maior do colimador e um pequeno *pitch*, ou com uma colimação estreita e um grande pitch. Em situações de alto contraste, colimações mais finas e grandes valores de *pitch* são preferidos, desde que isto leve a alta resolução da imagem na direção da fatia. Para aplicações de baixo contraste, que requerem um nível de ruído de imagem baixo, colimação espessa e *pitch* menor são preferidos.

Assim é que, para algumas aplicações médicas e com algoritmos disponíveis, um pitch de 2 trabalha bem.

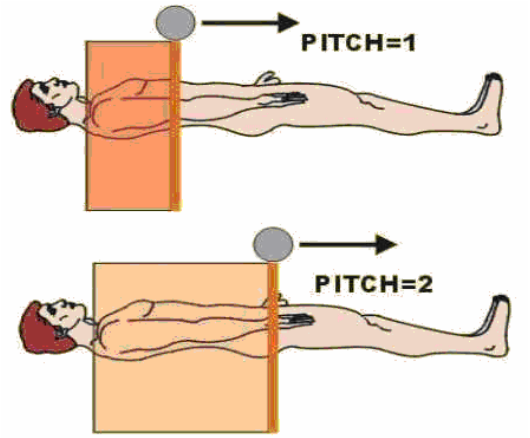


Figura 2.18 – Comparação entre valores de *pitch* e área coberta do corpo.

2.6.3 Múltiplas Linhas de Detectores

Os detectores de radiação são elementos muito pequenos (individuais) que são arranjados em linhas que interceptam uma vista. Uma TC especifica pode ser projetada para ter desde uma única linha de detectores até ter múltiplas linhas, o que é mais vantajoso. As figuras 2.19 e 2.20 exemplificam estes sistemas. Um sistema de múltiplas linhas de detectores pode varrer uma seção do corpo mais rapidamente porque há múltiplos feixes varrendo simultaneamente. Esta vantagem é significativa quando se vai cobrir uma seção grande do corpo com feixes finos com o propósito de produzir imagens de fatias finas de alto detalhe ou imagens de volume 3D.

2.6.4 Tipo de Imagem

O tomógrafo adquire a imagem fatiando o objeto, conforme se viu anteriormente. A direção em que ele começa este fatiamento ou como este fatiamento é montado depois resulta em imagens com uma grande variedade de formas, projeções, fatias e volumes:

1- Projeções: Algumas imagens médicas são projeções do paciente 3D em um plano 2D. Projeções podem ser ortogonais ou em perspectiva.

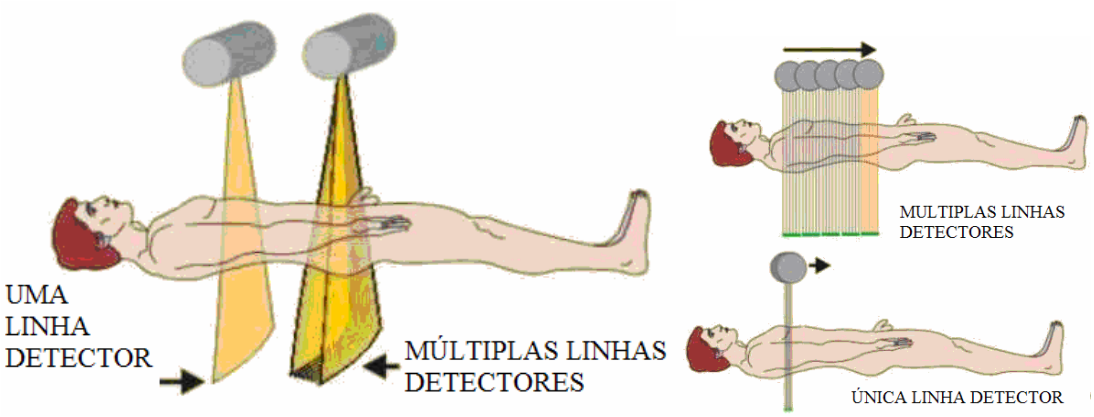


Figura 2.19 – Comparação entre corte feito com uma única linha de detectores e com múltiplas linhas de detectores (*ImpactScan)*

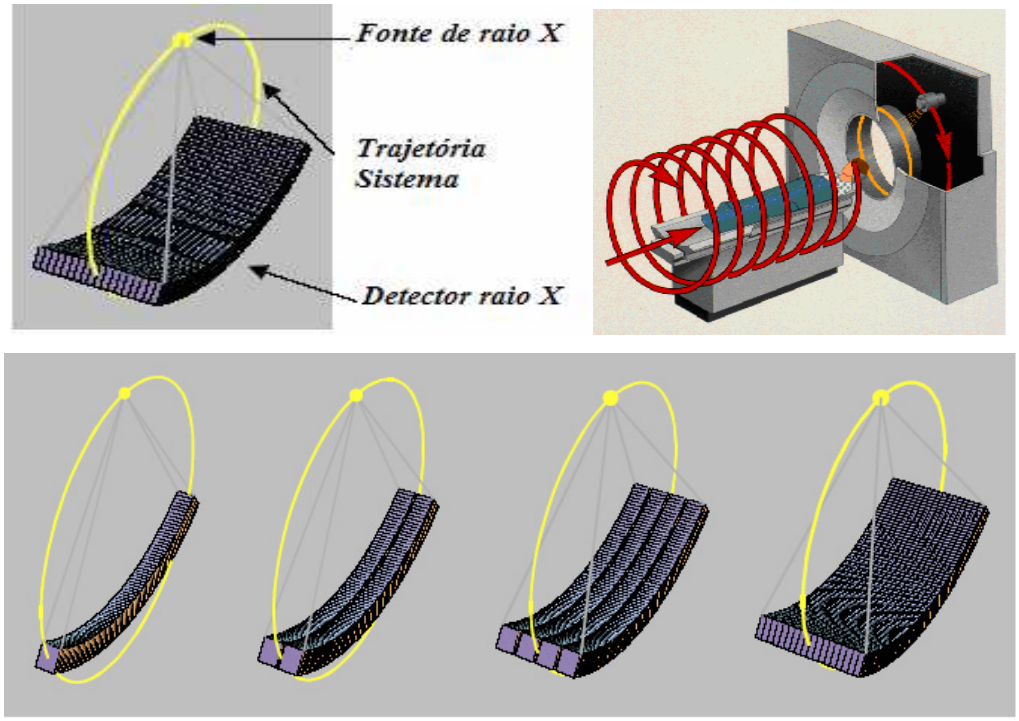


Figura 2.20 - Volume digitalizado de seção única (única fatia, única linha de detectores), dual (duas fatias, duas linhas de detectores), multi-fatias (múltiplas linhas de detectores) (*Kalender, 1990*).

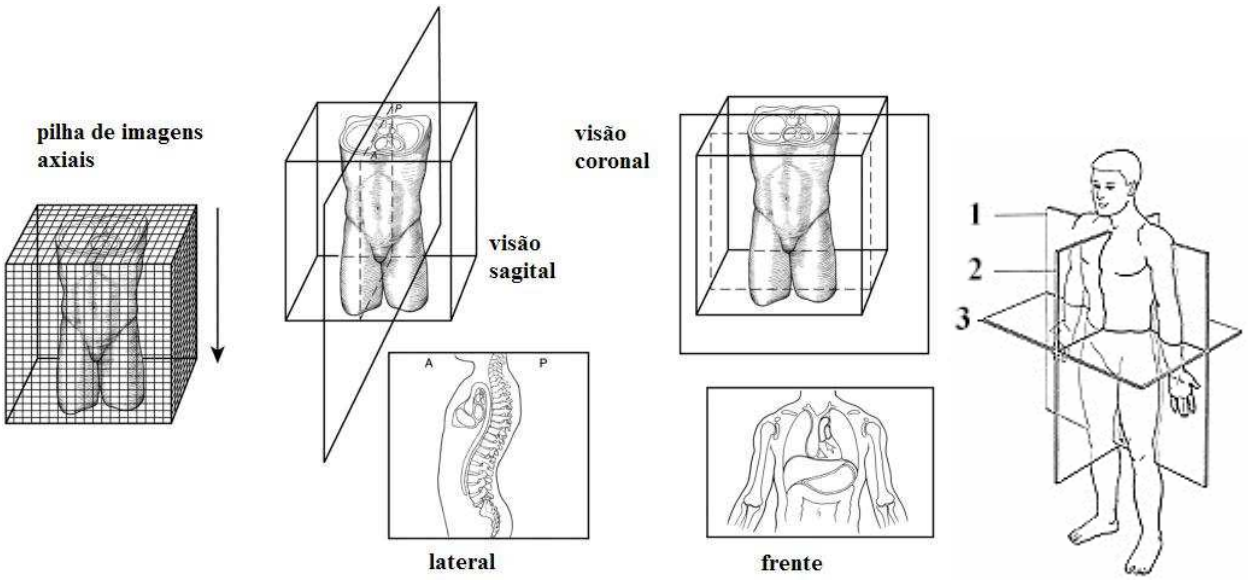


Figura 2.21 - Planos de aquisição de imagem.

2- Fatias: A maioria das imagens médicas é feita de uma ou mais fatias. A orientação das fatias é definida anatomicamente. Conforme vemos na figura 2.21, a imagem médica pode se constituir de uma simples fatia, uma série de fatias paralelas com espaçamento uniforme, uma série de fatias com espaçamento e/ou orientação variável. De acordo com as orientações, os planos de corte são definidos como:

Axial – plano normal a um vetor da cabeça para o pé. Plano 3 da figura 2.21.

Coronal – plano normal a um vetor da fronte para trás. Plano 1 da figura 2.21.

Sagital – plano normal a um vetor da esquerda para a direita. Plano 2 da figura 2.21.

Oblíquo – um plano que não é nenhum dos acima e corta o corpo de maneira inclinada.

3- Volumes: Em alguns tipos de imagens médicas os dados são adquiridos em um volume inteiro, de uma única vez. Observar que isto é diferente de adquirir múltiplas fatias, uma depois da outra, como visto na figura 2.20.

Uma imagem 3D é comumente tratada como uma seqüência de imagens 2D, conforme figura 2.22. Pode-se encontrar na quarta dimensão, um volume de imagens 3D adquiridas sobre o tempo (*Derek*).

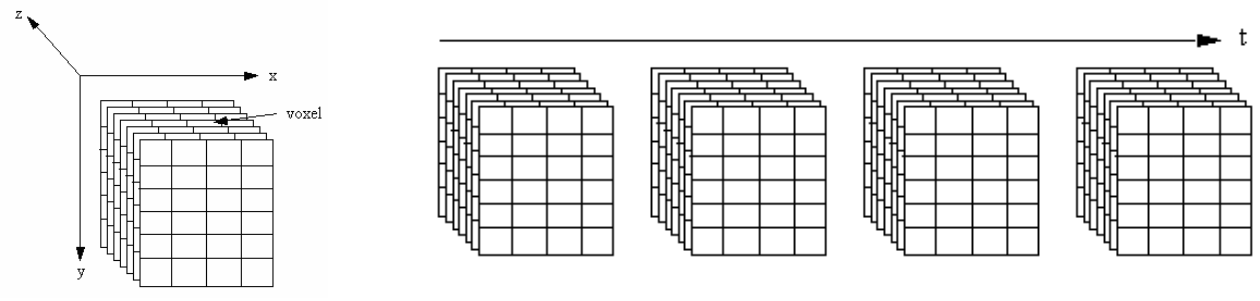


Figura 2.22 – Dimensionalidade da imagem.

2.6.5 Reconstrução

O que se viu até agora foi como um tomógrafo fatia um volume. Na fase de reconstrução os dados são processados para produzir uma imagem, digital, e que consiste em uma matriz de *pixels*. O método de reconstrução usado em TC é o *Back Projection* filtrado. "Filtrado", pois usa de algoritmos de processamento de imagens digitais para melhorar a qualidade da imagem, ou mesmo alterá-las, em coisas tais como detalhes e ruído. "*Back projection*" é o processo mais largamente usado para reconstruir uma imagem.

Depois do pré-processamento dos dados *raw*, o algoritmo de reconstrução do TC é usado para produzir a imagem (mapa de coeficientes de atenuação). Este método constrói a imagem obtida na TC no computador, essencialmente revertendo os passos da aquisição. Tem-se o feixe de raios X que passa por um objeto gerando um perfil de atenuação. Revertendo-se o processo, o que se tem é o perfil de atenuação e vai-se tentar construir um objeto a partir deste perfil, atribuindo na identificação um mapeamento de tons de cinza (este é um processo complexo que

foge ao escopo deste trabalho, em (*ImpactScan, 2005*) e (www.sprawls.org) pode-se encontrar boas referências).

Na figura 2.23, um feixe de raios X atravessa uma fatia com dois objetos. Os dados recebidos pelos detectores são uns perfis de atenuação linear média de cada raio que passa pelo volume. Pegando este perfil, tenta-se reconstruir uma imagem projetando-o para trás. Há somente informação suficiente para desenhar listas, algo como sombras, através da área da imagem, construindo-a no computador. Entretanto, um simples *back projection* produz uma imagem um tanto quanto embaçada.

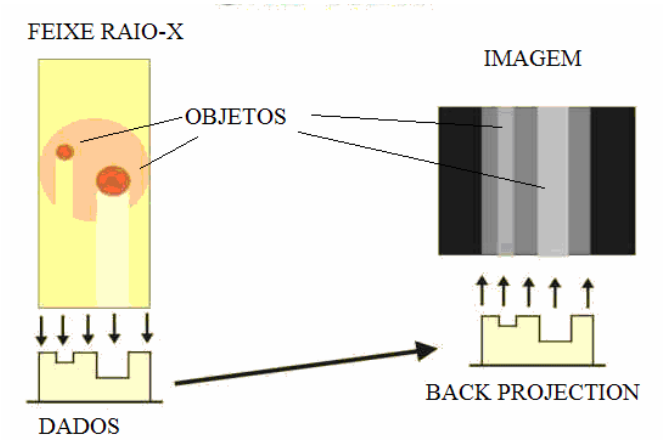


Figura 2.23 – Um feixe de raios-X passa por dois objetos gerando um perfil de atenuação, que é guardado na memória do computador. Aplicam-se algoritmos matemáticos sobre este perfil e recupera-se uma imagem em tons de cinza, determinados de um mapeamento já pré-determinado.

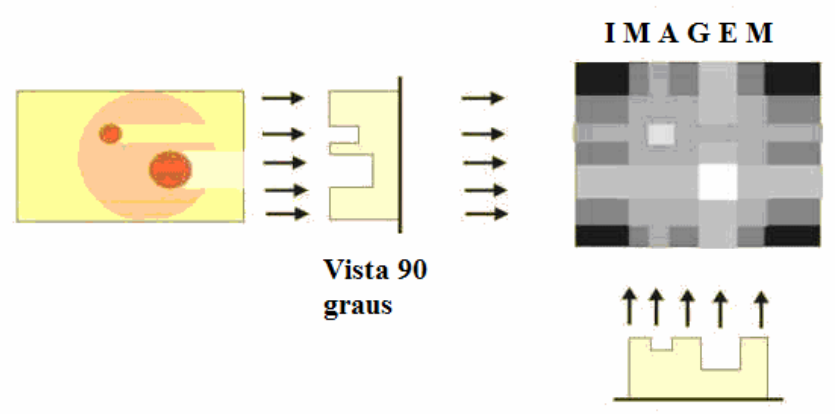


Figura 2.24 – Formação de imagem de duas vistas (*ImpactScan, 2005*)

Dados *raw* precisam ser primeiro pré-processados, usando-se um filtro matemático ou um *kernel*. Este processo é conhecido como técnica de convolução. Como os detectores estão girando em torno do paciente, tem-se uma imagem como a da figura 2.24.

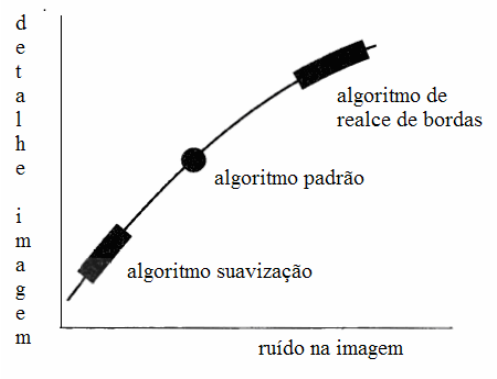


Figura 2.25 – Relação de algoritmos específicos de filtragem, e os compromissos, ruído e detalhe (*ImpactScan, 2005*).

Quando se utiliza um filtro de osso têm-se detalhes finos, mas com ruído aumentado. Um filtro de tecidos moles fornece uma suavização que diminui o ruído da imagem, mas também diminui a resolução espacial. A escolha do melhor filtro para se usar com algoritmo de reconstrução depende do trabalho clinico.

2.6.5.1 O que está sendo medido

O processo de reconstrução TC resulta em uma matriz, em 2D, de números – de pontos flutuantes no computador – que variam em uma faixa de 0.0 até 1.0. Estes números correspondem ao coeficiente de atenuação linear média contido em cada *voxel*. As imagens de TC são normalizadas e truncadas para valores inteiros, para cobrir 4096 valores, geralmente entre -1000 e 3095. Números TC são coeficientes de atenuação linear re-escalados. A figura 2.26 mostra os raios X atravessando um volume e os perfis de atenuação linear média. Ao lado há a atenuação ao longo do raio.

A atenuação de raios X ilustrada na figura 2.26 depende da densidade, do número atômico (Z) dos materiais e da energia dos fótons dos raios X. O TC utiliza altos valores de voltagem para

obter alta energia de fótons (KV tipo 120-140) e filtragem. Isto minimiza a interação fotoelétrica, que é influenciada pelo número atômico (Z) do material. O coeficiente de atenuação linear dos raios X é o primeiro fator calculado pelo processo de reconstrução e então é utilizado para calcular os valores de número TC para cada *voxel* individual do tecido, para que se possa formar a imagem. Portanto os números TC são determinados pela densidade dos tecidos e são utilizados para representar estes tecidos no computador. Posteriormente falar-se-á mais detalhadamente sobre os números TC.

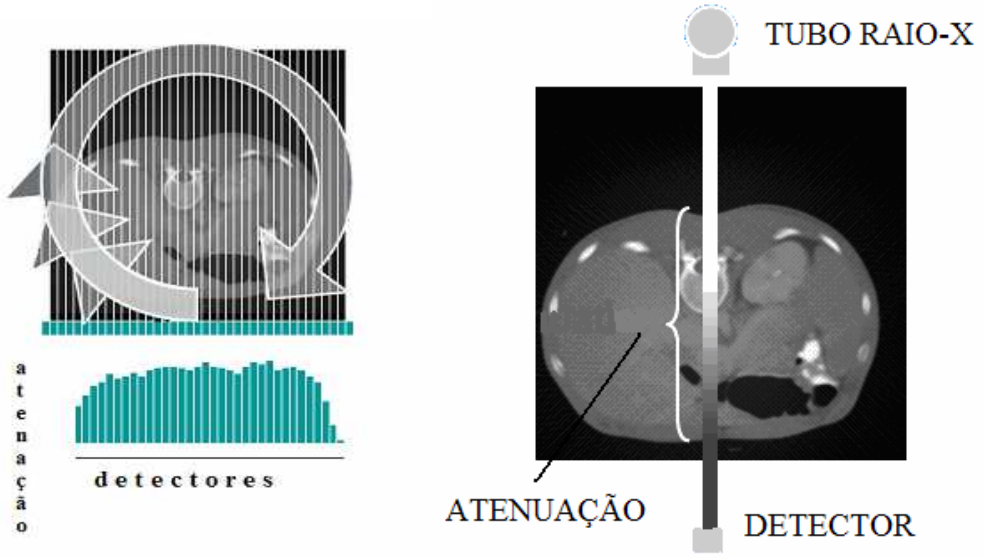


Figura 2.26 – O que se mede quando o raio atravessa o corpo são os vários níveis de cinza que se vêem ao longo dele.

2.6.6 Característica da Imagem Digital

O paciente é colocado numa mesa e esta é posicionada dentro do *gantry*. Com a respiração do paciente presa por alguns segundos, o técnico de radiologia adquire um conjunto de imagens, conforme figura 2.4. Ao realizar o exame TC, define-se o sentido em que se vai fazer os cortes – em geral o axial – e a área de interesse a ser visualizada, chamada de campo de visão ou FOV (do inglês "*Field of Vision*"). O FOV determina a área, dentro do *gantry*, em que os dados serão adquiridos.

O técnico de radiologia seleciona o FOV – a área em centímetros – baseado no tipo de exame e no tamanho da área lesada do paciente. Escolher o FOV "ótimo" potencializa a detecção

de alterações anatômicas. Sobre esta área aplica-se uma grade – com inúmeros quadrados – chamados de matriz imagem, e a cada quadrado se dá o nome de *pixel* (do inglês "*Picture element*"), como se vê nas figuras 2.27 e 2.28. Apesar de aparelhos mais recentes apresentarem uma matriz de 1024 linhas por 1024 colunas, a mais comumente encontrada é a de 512 x 512.

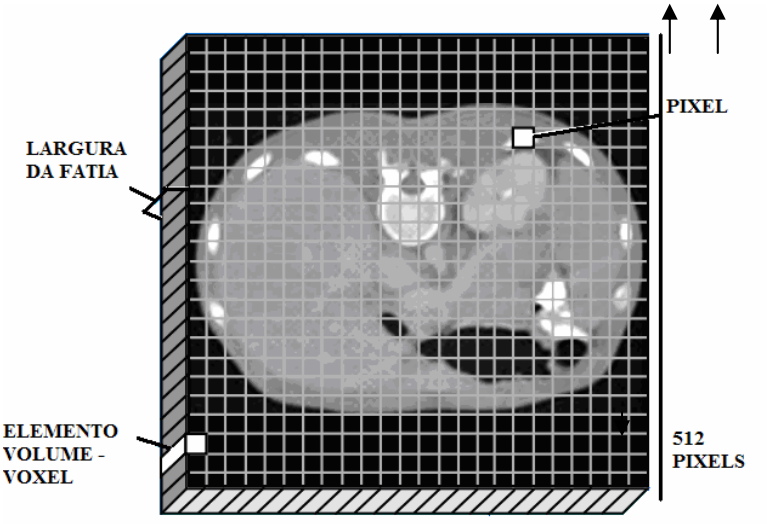


Figura 2.27 – Matriz imagem com 512 x 512 *pixels* nas direções x e y, e com uma largura determinada.

Ao selecionar um determinado FOV é possível aplicar a matriz em áreas maiores ou menores, variando o tamanho do *pixel* e o número de *pixels* por área, assim um FOV pequeno reduz o tamanho do *pixel* e aumenta a resolução espacial. Ainda que os *Pixels* não sejam necessariamente quadrados, todos têm a mesma direção. O que o técnico de radiologia faz aqui é preparar a aquisição da imagem digital, a posterior representação desta para a transformação em analógica, que vai permitir a visualização.

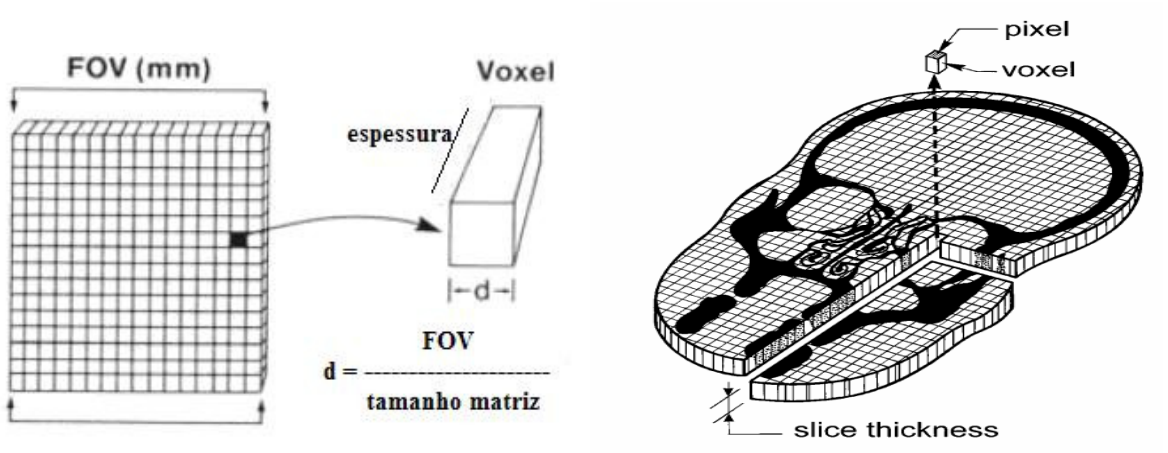


Figura 2.28 – Ilustração complementar à figura 2.27. Seleção da matriz imagem que cobre a área de varredura de interesse e a fatia correspondente, com o realce do *pixel* e do *voxel*.

2.6.6.1 Imagens Analógicas e Digitais

As imagens médicas estão divididas em dois tipos: as analógicas e as digitais. As analógicas são as do tipo comum que as pessoas vêem no cotidiano, são todas as imagens médicas registradas em filme ou mostradas em monitores. O que se vê em uma imagem analógica são os vários níveis de brilho (densidade de filme) e cores, e geralmente ela é contínua, não quebrada em pequenas partes individuais.

A imagem digital é registrada em números, é dividida em uma matriz – ou conjunto – de pequenos elementos, os *pixels*. Cada *pixel* é representado por um valor numérico, em geral relacionado ao brilho ou a uma cor que se verá quando a imagem digital for convertida em analógica para a visualização, conforme a figura 2.29 demonstra. No momento da visualização, a relação real entre o valor numérico do *pixel* e o seu brilho mostrado é determinada por ajustes de controle de janela (o que será pormenorizadamente descrito adiante).

A vantagem da imagem digital é que ela pode ser processada pelo computador, mas são as imagens analógicas as que são requeridas para visualização, por isso, todo método de imagem médica que produz e usa imagem digital precisa convertê-la para uma forma analógica. Com

nosso olhar humano não se obteria muita informação do display que mostra os números que identificam uma imagem digital direta.

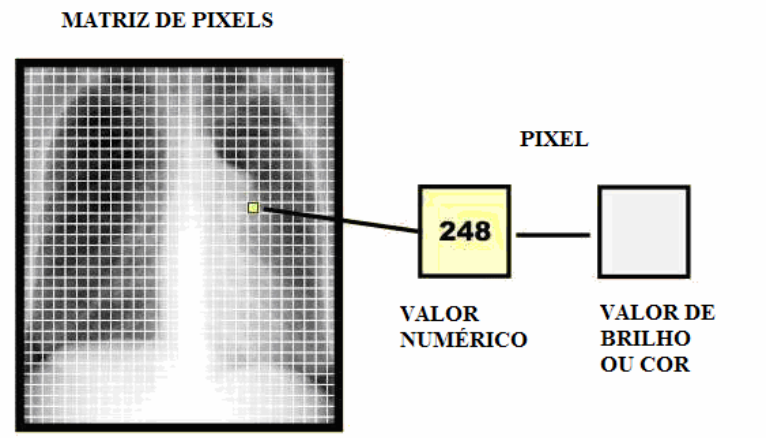


Figura 2.29 – Matriz de *pixels* – a matriz tem um tamanho, que determinará um tamanho para os *pixels*, que assim terão um valor determinado (*ImpactScan, 2005*).

2.6.6.2 Fase de Conversão Digital para Analógico

Na figura 2.30 ilustra-se a passagem do sinal eletrônico dos detectores para a montagem dos perfis de intensidade e dos perfis de atenuação, e daí até o computador para a reconstrução da imagem. A voltagem de cada ponto da matriz imagem, como visto acima, correspondente a um brilho, expressa pelo binário (inteiro) mais próximo.

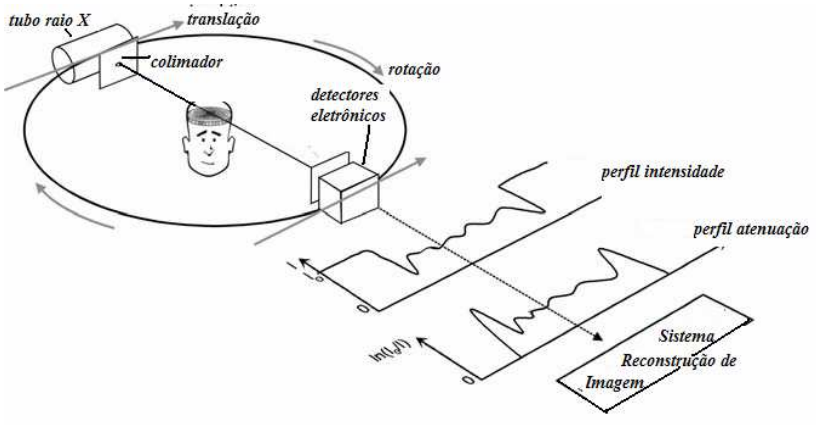


Figura 2.30 - Montagem dos perfis de intensidade e de atenuação.

Uma imagem digital é representada no computador por números, na forma de dígitos binários chamados *bits*, conforme figura 2.31. Cada *pixel* é representado por uma série de *bits*. Logo se verá a questão que afeta o número de *pixels* na imagem e o número de *bits* por *pixel*, o tão conhecido *pixel bit depth*.

Uma das limitações do uso de números binários é a faixa de valores que podem ser escritos com um número específico de *bits*. No exemplo da figura 2.32 são usados 4 *bits* e há 16 valores possíveis porque há 16 caminhos onde 4 *bits* podem ser marcados. A profundidade do *pixel* é conformada pelo número de *bits* disponíveis no sistema digital para representar cada *pixel* na imagem, assim 4 *bits* limitam o *pixel* a 16 valores diferentes (níveis de brilho ou tons de cinza). Com 2 dígitos binários – ou *bits* – na memória do computador se poderia então ter 4 tons de cinza, com 3 dígitos se poderia ter 8 tons de cinza, com 4 dígitos, 16 tons e assim por diante.

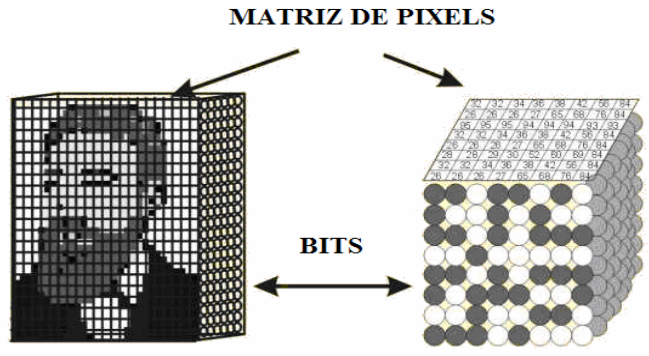


Figura 2.31 – Um volume fatiado e representado por uma grade ou matriz. Esta representação na forma digital é uma "matriz de *bits*", com valores de níveis de cinza (*ImpactScan 2005*).

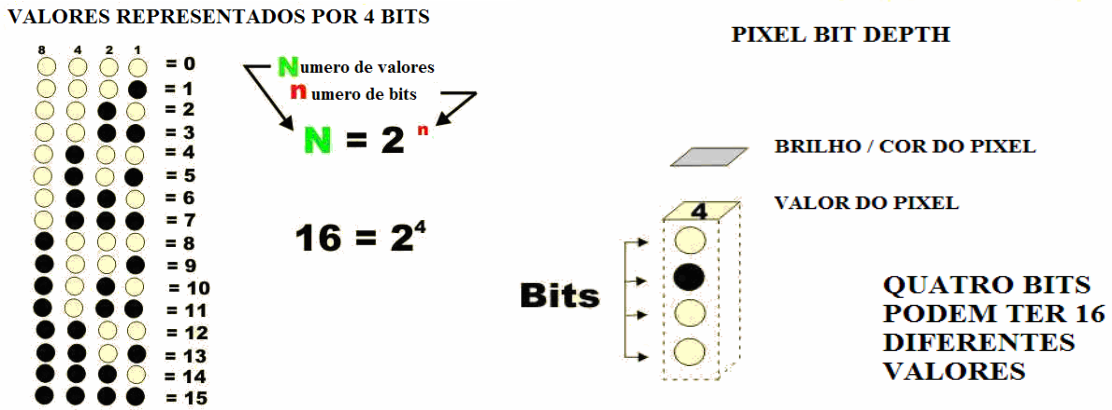


Figura 2.32 – Representação binária.

De modo que, se o conversor digital analógico só tiver 8 *bits* só poderá atribuir valores entre 0 (=00000000) e 256 (=11111111), se tiver 10 *bits*, o conversor poderá armazenar valores entre 0 e 1024, e se tiver 16 *bits* poderá armazenar valores entre 0 e 65536. Os cálculos nos mostram que, como um *byte* corresponde por definição a 8 *bits*, uma imagem com 16 *bits*, com 512 x 512 *pixels*, ocupará 2 *bytes* x 512 x 512, o que corresponderá a 524 288 *bytes* – ou 512 KB, já que um 1 KB é igual a 1024 *bytes*. Aumentando a resolução por um fator de 2, isto é, passando para uma matriz de 1024 x 1024, aumenta-se o tamanho da imagem por um fator de 4.

Para se conseguir a definição de uma radiografia feita por filme é necessária no mínimo uma matriz de 2048 x 2048, com 2 *bytes* por ponto. Cada *pixel* tem então certo número de bits associado a ele, assim podendo representar não somente o local na imagem – a localização do *pixel* na imagem matriz – como também o nível de cinza deste local. O número de *bits* associados a cada *pixel* é chamado de "*bit* de intensidade" e é usualmente igual para toda a matriz. Cada *pixel* da imagem carrega a informação sobre o nível de cinza, o que, lembramos, representa o coeficiente de atenuação linear média do tecido no *voxel* correspondente. A figura 2.33 mostra um exemplo de imagem digital na escala de cinza.

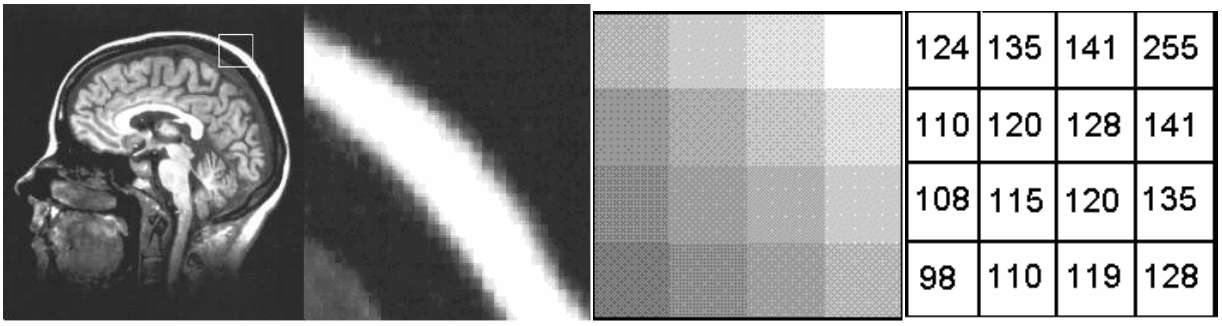


Figura 2.33 – Imagem RM sagital, um trecho em zoom onde se observa o quadriculado da imagem (os *pixels*) e ao lado um quadro com níveis de cinza e seus valores numéricos correspondentes.

Uma imagem na forma digital pode estar um pouco ofuscada devido ao tamanho do *pixel*. Isto acontece porque todo detalhe anatômico inserido dentro do *pixel* individual está representado por um número, que pode conter na sua soma valores representativos de outros tecidos, ficando

assim deturpado, não representando bem nem um tecido nem outro. O tamanho físico de um *pixel*, em relação ao objeto anatômico, vai apresentar uma variação na quantidade de ofuscamento (*blurring*), resultante da soma de atenuações de diferentes tecidos na aquisição da imagem pela digitalização. De maneira que uma imagem de *pixels* pequenos terá menos ofuscamento e mostrará muito mais detalhes que uma imagem de *pixels* grandes, como se vê na figura 2.34.

O tamanho de um *pixel* e os detalhes da imagem são determinados pela razão entre tamanho da imagem e tamanho da matriz imagem – e aqui tamanho da imagem é a dimensão do FOV, não o tamanho da imagem mostrada, já transformada em analógica, e o tamanho da matriz é o número de *pixels* ao longo do comprimento e da largura de uma imagem.

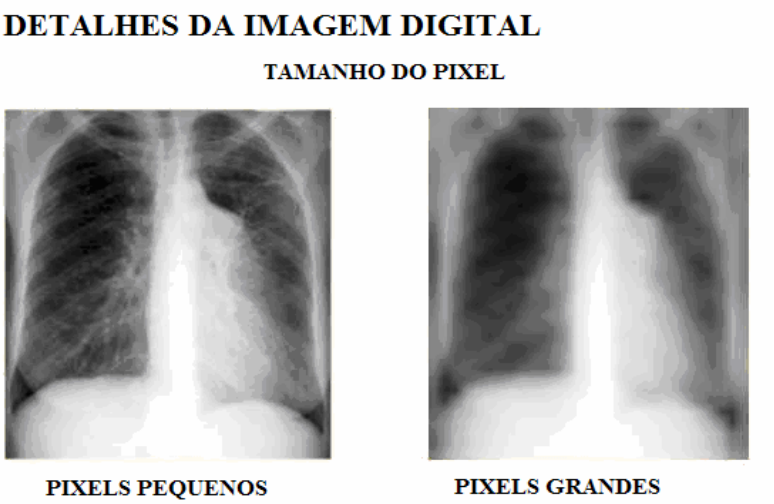


Figura 2.34 – Detalhes da imagem com *pixels* pequenos e grandes.

Os lados da matriz podem ser iguais em ambas as direções, mas, geralmente, serão diferentes para imagens retangulares, na tentativa de produzir *voxels* relativamente quadrados – com o objetivo de reconstrução tridimensional, o que exige um *voxel* na forma de um cubo, evitando assim interpolações.

Aumentando-se o tamanho da matriz, por exemplo, de 1024 para 2048 *pixels*, sem mudar o FOV, produzir-se-á *pixels* pequenos, o que geralmente reduz o ofuscamento e melhora os

detalhes da imagem. Diferentes tamanhos de matrizes são usadas por diferentes modalidades de imagem, para produzir um tamanho de *pixel* que seja compatível com o ofuscamento e as características de detalhes de cada modalidade.

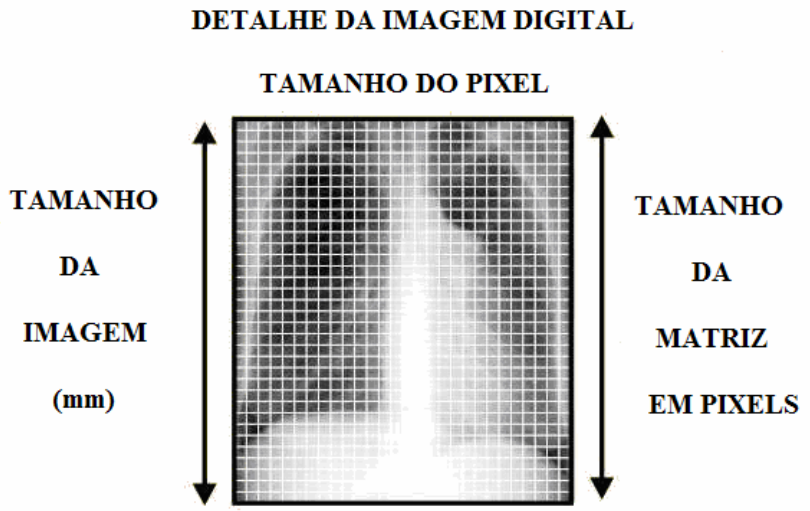


Figura 2.35 – Detalhe da imagem digital: tamanho da imagem versus tamanho da matriz.

Outro ponto importante quando da representação do *voxel* é a resolução espacial. Como já visto anteriormente, cada imagem de TC representa um "plano" do corpo de um paciente.

A espessura deste "plano" corresponde à espessura do corte tomográfico (Romans, 1995) e se situa perpendicularmente ao eixo de aquisição. No caso de aquisição axial a espessura está no eixo Z. O resultado será um paralelepípedo que corresponde ao elemento de volume, ou *voxel*, conforme figura 2.36. A melhor resolução espacial possível em um plano de digitalização que pode ser obtida atualmente é cerca de 0,3 a 0,5 mm. Esta resolução, principalmente determinada pela geometria do feixe de raios X, somente pode ser encontrada quando não é limitada pelo tamanho do *pixel* da imagem. Este é o caso quando o tamanho do *pixel* é metade da resolução espacial, ou menor que isto. Perpendicularmente ao plano de digitalização, a resolução espacial é significativamente pobre quando ela é limitada pelo mínimo da espessura da fatia. A possibilidade de visualizar pequenas estruturas pode, entretanto, ser melhorada, fazendo-se de preferência a sobreposição ao invés da digitalização contígua.

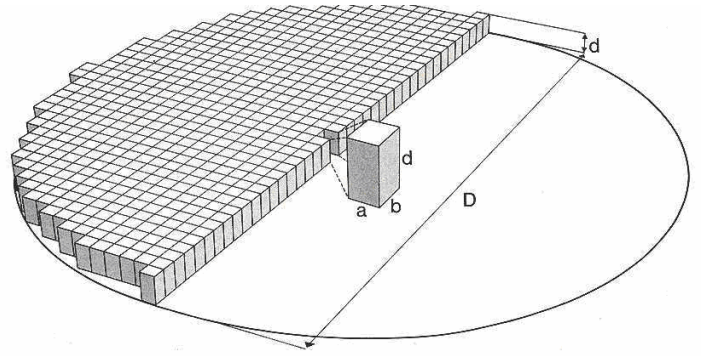


Figura 2.36 – Representação de um corte de TC. A área do *pixel* (a X b) e a espessura de corte (d) determinam o *voxel*. O eixo Z corresponde, neste diagrama, a (d) (*Wegener, 1983*).

2.6.6.3 Escala de Hounsfield

Após a determinação do coeficiente de atenuação linear relativo para cada *pixel*, os valores são convertidos para uma outra escala numérica, envolvendo os chamados "números de TC", para associar estes coeficientes de atenuação aos tecidos respectivos (*Botranger, 1993*). Assim, cada *pixel* terá um valor numérico correspondente a sua densidade, que representará a média de atenuação dos tecidos "contidos" dentro dele, veja-se a figura 2.26. Os aparelhos são calibrados de forma que seja atribuído o valor 0 (zero) à densidade da água e o valor -1000 (menos mil) à densidade do ar. Os valores de absorção de outros tecidos são expressos em relação a esta escala, denominada de Escala de Hounsfield (*Wegener, 1983; Quessada, 2001*).

Uma digitalização tomográfica é um mapa da distribuição do coeficiente de atenuação linear "média" do *voxel*, que representa uma parte do corpo do paciente, relativo ao valor do coeficiente de atenuação da água. Esta relação é definida como numero TC e é expressa em unidades de Hounsfield (H.U.). Um *voxel* é um *pixel* de 3 dimensões e assim inclui a largura da fatia. O "médio" inclui resolução e efeitos de volume parcial. Um número TC é um valor normalizado do coeficiente de absorção de raios-X de um pixel em uma tomografia, expresso em unidades de Hounsfield, onde o numero TC do ar é -1000 e da água é 0. A unidade de Hounsfield é um índice normalizado da atenuação dos raios-X baseado na escala de -1000 a +1000 usado na imagem de tomografia.



Figura 2.37 – Godfrey N. Hounsfield [27]

A água é utilizada como referência porque seu coeficiente de atenuação é similar ao dos tecidos moles, e é um material fácil de se obter para calibrar os aparelhos. Exemplos de valores de *pixel* para alguns tecidos biológicos podem ser vistos na tabela 2-1.

As precisões dos números TC dependerão de vários fatores:

1. Condições operacionais do TC, tais como voltagem (kVp), miliamperagem (mA) e filtros. Para os tecidos em geral, o número TC depende da energia do feixe empregado. Por exemplo, para 80 keV, se o coeficiente de atenuação linear típico de ossos é de 0,38 cm^{-1}, e da água 0,19 cm^{-1}, o número TC dos ossos é de +1000. Pode ser ainda maior para ossos corticais. Estes valores também variam de aparelho para aparelho, já que os coeficientes de atenuação dependem da distribuição de energia do feixe.
2. Condições do paciente individualmente, por exemplo, se é gordo ou magro.
3. Ruído na imagem, predominantemente causado por dispersão de fótons, com um desvio padrão na faixa de ± 3 to ± 30 H.U. Dependente dos parâmetros da digitalização, do tamanho do paciente e dos parâmetros de reconstrução.
4. A linearidade e calibração do TC.

[27] Engenheiro e cientista inglês, nascido em 28/8/1919 e morto em 12/08/2004, constrói a tomografia computadorizada em 1972 e ganha o prêmio Nobel de medicina em 1979, juntamente com o biólogo Allan M. Cormack.

Tabela 2-1 – Faixa de número TC em unidades de Hounsfield.

Tecido	Faixa de números TC em H.U.
Ar	-1000
Pulmão	-900 a -300
Gordura	-120 a -80
Água	0
Músculo Rim Sangue normal fígado Sangue coagulado	10 a 30 / 40 a 60 30 35 a 55 50 a 85 80
Tecido	10 a 30
Osso Cortical	50 a 100
Osso - trabécula	500 a 1000

5. Alguns artefatos dentro da imagem TC, isto é, endurecimento do feixe.
6. O TC geralmente opera com um espectro de fótons policromático de 120 kVp (sinal filtrado). A energia de fótons monocromática efetiva que geraria a mesma imagem é, tipicamente, de cerca de 55 - 60 keV dando um coeficiente de atenuação linear da água de cerca de 0.02 mm-1 a ± 0.002.

Como visto acima, o coeficiente de atenuação, calculado para cada *voxel* a partir de medidas do detector, são expressas em uma escala de número de TC, geralmente 4096 unidades de Hounsfield (H.U.). Entretanto o olho humano não consegue discriminar todos estes níveis de densidade. Para um monitor de computador mostrar a escala unitária de 4096 (12 *bits*), esta é convertida em uma escala de níveis de cinza com um máximo de 256 níveis (8 *bits*) usando uma técnica chamada de "janelamento". Os valores de brilho máximo e mínimo a serem mostrados são escolhidos de acordo com a transformação de intensidade, por exemplo, linear ou logarítmica.

A precisão fornecida pelo formato 8 *bits* – 256 tons é apenas suficientes para evitar faixas de artefatos visíveis e é muito conveniente para programação, mas freqüentemente o médico requer mais níveis, para fazer uso completo da precisão do sensor (tipicamente 10 ou 12 bits por amostra) e para se proteger contra erros de arredondamento em computação. Neste caso 16 bits por amostra (65536 níveis) é uma boa escolha. Quando os cortes são adquiridos e mostrados na tela do TC todas estas operações já foram feitas, sem esquecermos que para que a imagem e seus detalhes possam assim ter melhor visualização faz-se uso do "janelamento".

2.6.6.4 Técnica de Janelamento

Os valores dos *pixels* na imagem – aproximadamente -1000 (ar), +800 (osso denso) e de -100 a +100 (maioria dos tecidos) – são convertidos para níveis de cinza e mostrados em um monitor como monocromáticas. Chapas radiográficas são feitas com ajustes específicos de janela e são assim uma cópia representativa da imagem original. Também a possibilidade de ajuste no monitor dos parâmetros de janela permite uma melhor visualização.

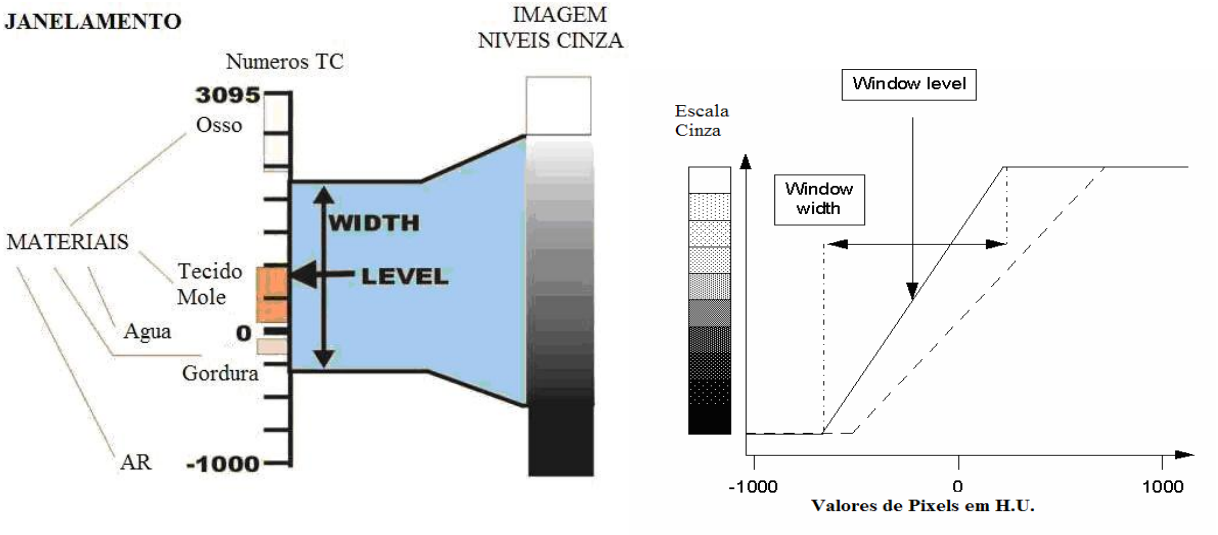


Figura 2.38 – Relação entre números TC e os tecidos mais representativos. Na figura da direita vê-se a relação entre valores de *pixels* em H.U., a escala de cinza e os controles de brilho e contraste – os nomes em inglês são os que aparecem no TC.

De acordo com o que vemos na figura 2.38, a escala de cinza pode ser ajustada por dois controles: controle de nível e controle de janela. Manipular a escala de cinza significa alterar o contraste.

1. Nível da janela: número TC intermediário ou central dentro da faixa de densidade do tecido de interesse. Este número relata a intensidade que aparecerá em meio-cinza. O centro da janela corresponde ao brilho. Diminuindo-se o nível da janela, pulmão e outras vias aéreas ficam melhor visualizados, e aumentando-se o nível da janela os ossos densos é que ficam melhor visualizados.
2. Largura da janela: ajuste da escala de contraste dentro de um nível selecionado.

   - Valor alto: muitos números TC para diferenciar preto/branco, o que equivale a baixo contraste. Tecidos com grande diferença de atenuação têm largura de janela alta, assim se mostra tão bem densidades muito diferentes quanto osso/dente ou tecidos moles/ar. Diminui o contraste na imagem.

   - Valor baixo: poucos números TC para diferenciar preto/branco, o que equivale a alto contraste. Tecidos moles de densidades similares têm largura de janela baixa e ruído maior, assim se mostra os tecidos com pouca diferença nas densidades, como a massa cinzenta/branca do cérebro, os músculos e a gordura ou o osso fóssil e a matriz rochosa conectada. Aumenta o contraste na imagem.

Os tecidos com números de TC fora da faixa da janela são simplesmente representados como branco ou preto. A mudança do ajuste da janela de uma imagem TC influencia o tamanho aparente das estruturas na imagem e, portanto, a familiaridade com este efeito é crucial para todos os que utilizam imagens janeladas em pesquisa morfológica.

De maneira que, com o janelamento, é possível mostrar e realçar o contraste em segmentos selecionados de uma faixa especifica de valores de *pixels*. No filme a faixa total de exposição é mostrada e não pode ser alterada. Quando a janela é ajustada para cobrir um segmento curto de faixa de valores de *pixel*, vê-se bom contraste em áreas iluminadas, como o mediastino.

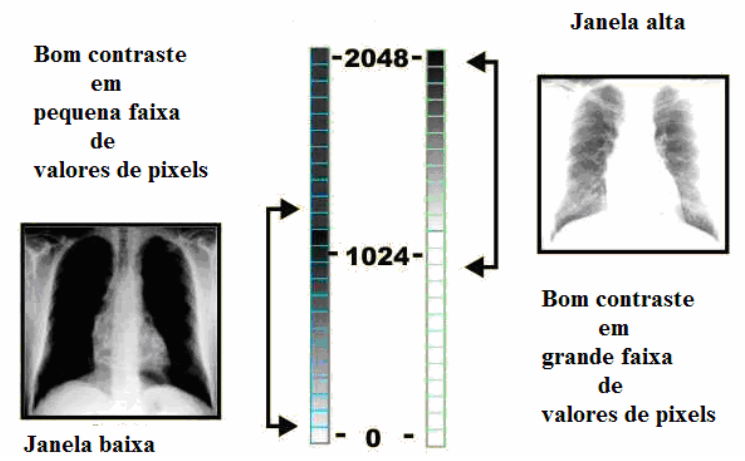


Figura 2.39 – Efeito da seleção da janela no contraste.

2.7 Gerenciando Doses de Radiação ao Paciente (Rehani, 2000; Rehani e Berry 2000).

É importante para uma equipe multidisciplinar que trabalha num estudo como este conhecer, ao menos brevemente, a utilização de doses de radiação em exames TC, de modo a entender como a dosagem influencia na qualidade da imagem. A intenção não é a de descrever em detalhes este assunto, que é extenso e complexo, e até por isso constitui uma especialidade.

Tudo gira em torno da exposição do paciente à radiação para se obter a imagem. Em radiografia convencional, alta exposição de radiação aumenta o escurecimento da imagem, em TC não é este o caso, e o desconhecimento disto pode resultar em seleção de altos fatores de exposição desnecessários. Em TC é possível manter a exposição de radiação baixa sem comprometer a qualidade da imagem.

Na etapa de digitalização o operador tem o controle sobre a corrente do tubo (mA), do tempo/duração, da espessura da fatia (colimação), da alimentação da mesa por 360 graus (*pitch*), da inclinação e do potencial aplicado (kVp). Mesmo que os exames de TC contenham fatores pré-selecionados, ajustes são feitos sob medida para cada paciente de acordo com a parte do corpo a ser digitalizada e o porte do paciente.

Enquanto se pesquisa exames de TC com baixas doses, estas têm aumentado, em geral devido ao aumento dos requerimentos para adequar resolução de contraste e resolução espacial nos exames de TC. A diminuição no tempo do exame não necessariamente diminui a dose de radiação recebida pelo paciente.

Na TC convencional a exposição do paciente é restrita à fina espessura dos cortes durante cada rotação do tubo de raios X, e anulada no intervalo entre os cortes, o que diminui a dose (Rehani, 2000). Na TC helicoidal a dose depende do volume digitalizado, porém estas doses são similares às da TC não helicoidal – convencional – apesar de ocorrer um aumento de 10 a 30% nos aparelhos com múltiplos detectores. Doses absorvidas em tecidos durante a TC estão entre as mais altas observadas em radiologia. Estas doses podem frequentemente se aproximar ou exceder os níveis conhecidos que indicam aumento de probabilidade de câncer.

A dose efetiva em TC é influenciada por:

1- Características inerentes ao digitalizador:

- Aumentando a voltagem kVp e a filtração a dose será diminuída.
- A redução do valor de corrente em mAs, causa uma redução similar na dose.

2- Características inerentes ao paciente, como o seu tamanho e o da região a ser investigada, pois quanto maior a região tomografada, maior a dose (porém tecidos diferentes têm radio sensibilidades específicas diferentes, ver tabela 2-2):

- A dose média órgão/tecido depende do volume do paciente irradiado durante o exame. A dose absorvida aumenta com o número de fatias na digitalização serial ou com o tempo de aquisição em digitalização helicoidal, e com o número de seqüências apresentadas durante um exame completo (por exemplo, na digitalização contraste multifase do fígado).
- A dose absorvida para uma dada parte do corpo depende, inversamente, da inclinação/ângulo (movimento da mesa por rotação relativa à colimação do feixe) durante a digitalização serial ou helicoidal.

3- Protocolo de digitalização e técnica. A dose depende fortemente da qualidade da radiação do feixe de raios X. A dose absorvida deve ser a suficiente para amparar as necessidades clínicas particulares.

Algumas ações práticas podem ser usadas para gerenciar doses no paciente, assim, os médicos devem avaliar se os resultados do exame afetarão a condução do paciente, o radiologista deve estar certo que o procedimento é justificável, por exemplo. É possível mais de 50 % de redução na dose através da escolha apropriada de parâmetros técnicos, concernentes a controle de qualidade e através de aplicações de níveis de referência de diagnóstico. Um princípio fundamental de proteção contra radiação é a justificativa da dose, em termos de beneficio clínico para o paciente, sem a qual nenhuma investigação é empreendida. Como em todos os procedimentos de raios X, exames de TC não devem ser repetidos sem justificativa clínica e devem ter a área de patologia sob pedido limitada.

Repetição injustificável de exposição ocorre se o clinico ou radiologista ignora, ou não sabe da existência de resultados de exames anteriores. Exames de TC para propósitos de pesquisa, que não têm justificativa clínica no nível de beneficio imediato para a pessoa, devem estar sujeitos à avaliação critica, pois suas doses são significativamente mais altas que as de radiografia convencional.

2.8 Arquivamento dos Dados

Os dados da TC podem ser arquivados de três diferentes modos. Mais comumente, a imagem é armazenada em um arquivo de computador, escrevendo-se o número TC de cada *pixel*. Ocasionalmente, os dados *raw*[28], as medidas do detector processadas antes da reconstrução da imagem, são mantidas, além dos dados de imagem. Isso permite futuras reconstruções de imagens tradicionais a partir dos mesmos dados digitalizados, por exemplo, utilizando-se um campo de visão diferente, outros filtros de convolução ou escalas de números de TC alternativas.

[28]Dados *raw* – Em TC, dados *raw* consistem de medidas detectadas pela transmissão de intensidades de raios X feitas diretamente pelo sistema imagem, a partir dos quais a imagem pode ser reconstruída.

A razão principal para não se manter os dados *raw* senão em circunstâncias especiais é que eles ocupam seis vezes mais espaço em arquivos digitais que os dados de imagem.

Tabela 2-2 - Doses típicas durante exames de TC em adultos (*Shrimptom, 1991*; *Bongartz, 2000*)

Exame TC	Olhos (mGy)[29]	Tireóide (mGy)	Mama (mGy)	Útero (mGy)	Ovário (mGy)	Testículo (mGy)	Dose efetiva (mSv)
Cabeça	**50**	**1.9**	**0.03**	**< 0,005**	**< 0,005**	**< 0,005**	**1.8**
Coluna	0.62	44	0.09	< 0,005	< 0,005	< 0,005	2.6
cervical	0.04	0.46	28	0.02	0.02	< 0,005	4.9
Coluna	0.14	2.3	21	0.06	0.08	< 0,005	7.8
torácica	< 0,005	0.05	0.72	8.0	8.0	0.07	7.6
Tórax	< 0,005	0.01	0.13	2.4	2.7	0.06	3.3
Abdômen	< 0,005	< 0,005	0.03	26	23	1.7	7.1

O terceiro modo de arquivar dado é "salvando" ou fazendo impressões fotográficas das imagens como mostradas no monitor. No entanto, como uma conseqüência da técnica de janela é que tais imagens representam somente parte de uma descrição digital completa, muita informação é perdida, assim esta última forma não atende à propósitos científicos, somente aos de diagnóstico.

[29] Dose absorvida (D) - É uma medida da energia depositada num meio. É a energia depositada por unidade de massa do meio. Exprime a quantidade de energia que uma radiação ionizante comunica a uma determinada quantidade de matéria. Uma unidade especial para a dose absorvida é o rad (Radiation Absorbed Dose ou Dose Absorvida de Radiação). Define-se como uma dose de 100 erg de energia por grama de matéria. No SI (Sistema Internacional) a sua unidade é J/kg (joule por kilograma) a que foi dado o nome de gray (Gy). Um gray é a absorção de 1 J de radiação por 1 kg de matéria. 1 Gy = 1 J/kg = 1 m 2 ·s –2 ; Dado que 1 J = 10 7 erg e 1 kg = 1000 gr, 1 Gy = 10 7 x 10 -3 erg/g = 10 4 erg/g = 100 rad

2.8.1 Formatos de Imagens

As imagens podem ser arquivadas como *bitmaps*, com compressão, e o arquivo pode ou não conter um cabeçalho contendo a tabela de cores e os dados da imagem. Este cabeçalho deve conter as informações sobre como os dados estão armazenados, os dados do paciente, demografia, e informações técnicas sobre o exame e as imagens, tais como os detalhes geométricos, que permitam a integração com outras imagens.

Um dos maiores problemas enfrentados com as imagens é o de seu acesso, pois a maioria dos aparelhos armazenava os dados em formatos proprietários, o que dificultava sua integração com imagens de outros aparelhos ou sua reconstrução tridimensional. Hoje em dia passa-se por uma transição, com padronização do registro de dados médicos no formato DICOM. Uma ótima descrição dos vários formatos, inclusive os proprietários, é compilada por David Clunie (*Clunie*).

2.8.1.2 DICOM

O objetivo inicial ao desenvolver-se um padrão para a transmissão de imagens digitais era o de tornar possível aos usuários obter imagens e informações associadas de equipamentos digitais de vários fabricantes diferentes em um mesmo formato.

O primeiro resultado surgiu em 1985 com o padrão do *American College of Radiology* (ACR) - *National Electrical Manufactures'Association* (NEMA), que específico u uma conexão ponto a ponto. Este tipo de conexão tornou-se de uso limitado e ultrapassado com a evolução de redes e sistemas de computadores e arquivamento de imagens. Isto fez com que se redefinisse o padrão levando em conta padrões e conceitos atuais de redes e como manusear as informações em tais redes. Como resultado surgiu o padrão DICOM, da *Digital Imaging and Communications in Medicine*.

Estabeleceu-se o primeiro padrão, a versão 1.0, no ACR/NEMA-1985, que foi modificada em 1988 para a versão 2.0 e em 1992-1993 para a versão atual, conhecida como DICOM 3. A parte 10 do protocolo define o formato de arquivo genérico DICOM, que assim contém um

pequeno cabeçalho, o "*Dicom File Meta Information Header*", com 128 *bytes* de preâmbulo – onde o usuário pode colocar qualquer informação – seguido do prefixo de 4 *bytes* "DICM". Em seguida há uma mensagem DICOM que contém os elementos definidos em uma sintaxe de transferência definida, que identifica unicamente o conjunto de dados, bem como a sintaxe do resto dos dados.

O DICOM é hoje um padrão da indústria para transferência de imagens radiológicas e outras informações médicas, entre computadores, entre equipamentos de diagnóstico e terapêutico nos sistemas de vários fabricantes. Tal conectividade é importante para a relação custo/benefício em sistemas de saúde. Na figura 2.40 pode-se ver a filosofia de rede, inspiradora do DICOM, atendendo todos os tipos de modalidades médicas (TC, RM, RX, PET) e os serviços necessários de impressão, gravação em discos e arquivos, e no trabalho de processamento de imagem. Mas apesar desta tendência em ser um padrão predominante, o conhecimento dos radiologistas sobre o DICOM é limitado. Em parte por causa da curva de aprendizado íngreme, porque a maioria do material de referência e descrição é de difícil leitura, por terem sido escritos por técnicos ou administradores.

Um processo de mudança não é simples. Os radiologistas estão familiarizados com uma chapa radiográfica que pode ser vista em qualquer lugar onde haja uma luz, mas a transição das imagens em chapas radiográficas para imagens digitais e a conseqüente necessidade de comunicar, mostrar, e armazenar estas imagens é que traz a necessidade de se ter um padrão como o DICOM. Além disso, como será visto no capitulo sobre *software*, quase todos os *softwares* de reconstrução tridimensional utilizam este formato como o de entrada de dados. Ver-se-á que uma das maiores fontes de problemas na análise de dados é a forma com que os dados DICOM são armazenados em séries e estudos.

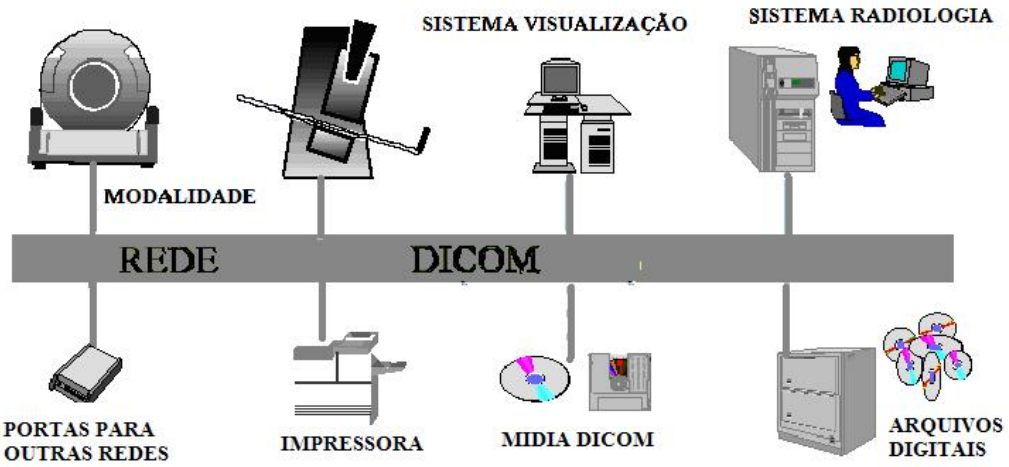


Figura 2.40 - Rede de comunicação digital DICOM

1.2.840.xxxxx.3.152.348.2.28.189436474 é um exemplo de nome de um arquivo DICOM, (o *Unique Identifier* (UID) é definido como *Implicit VR Little Endian Transfer Syntax*) em que:

1 – Identifica o *International Standards Organization* (ISO).
2 – Identifica o grupo dentro do ISO.
840 – Códigos específicos da organização do país membro (*US for ANSI*).
xxxxx – Número que identifica uma organização especifica.
3 – Fabricante ou usuário definido pelo tipo de dispositivo (ex: TC).
152 – Número serial definido do fabricante ou usuário.
348 – Número único de Estudo.
2 – Número único de Série.
28 – Número único de Número de Imagem.
18946474 – Data e hora no ponto de aquisição da imagem.

Mais informações sobre o padrão DICOM podem ser obtidas em (ver também o apêndice para mais detalhes): http://www.xray.hmc.psu.edu/dicom/dicom_home.html.

2.9 Discussão e Proposta de uma Metodologia de Aquisição de Imagens de TC

Na prática há poucos pontos básicos que podem ajudar a obter um melhor resultado quando se está usando TC para investigar a morfologia de tecidos moles, esqueletos e espécimes fósseis. Desde os anos 1980, nos grandes centros de imagem, os radiologistas passaram das imagens em película para o mundo digital e hoje as imagens estão nos monitores com uma freqüência cada vez mais crescente, ilustrada na figura 2.41.



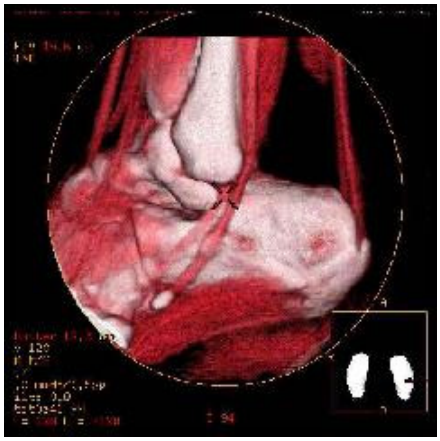


Figura 2.41 – Análise atual dos resultados do TC.

Os sistemas de arquivamento e de comunicação (PACS) e as redes de teleradiologia estão se tornando comuns e muitos dos residentes de radiologia atualmente são treinados melhor em exposições digitais que em película (*Krupinski, 2005*).

2.9.1 Radiologista

Para muitos radiologistas os detalhes técnicos de arquiteturas de rede, das larguras de faixa, dos arquivos digitais, da imagem e dos padrões de comunicações digitais na medicina são de pouco interesse. O interesse do radiologista está na apresentação da imagem clínica em um dispositivo de exposição, que ele usa para examinar e fazer uma decisão diagnóstica. Mas como a qualidade da imagem pode ser afetada por um grande número de fatores inter-relacionados na

corrente digital, antes que a imagem final seja apresentada ao radiologista, ele deveria estar ciente das questões que afetam a exposição de imagens radiográficas digitais.

Os requisitos são diferentes quando da apresentação em chapa radiográfica para reconstrução tridimensional, pois aqui se supõe que o radiologista faz o diagnóstico no monitor de uma estação de trabalho, ou computador, ligado em rede com o TC ou RM. Mas esta não é a realidade na maioria dos centros de imagem no Brasil, onde as imagens estão no monitor da estação de trabalho do TC e é o técnico que as acessa, segundo protocolos pré-estabelecidos, e o radiologista faz o diagnóstico, como na figura 2.41, à esquerda.

Inicialmente muitos radiologistas ainda estavam céticos e não confiavam em indicações digitais para o uso clínico rotineiro, mas a transição da visualização da imagem em película para os monitores já vem ocorrendo, ainda que tenha ficado evidente que a imagem radiográfica no monitor do computador não se parece com a da película. Comparado ao método tradicional de ver a película em uma caixa clara – o negatoscópio – tipicamente os monitores são menos brilhantes, têm menos definição espacial, têm menos contraste (escala dinâmica) e têm uma área limitada da visão.

Atualmente modernos equipamentos de imagem digital estão apresentando aos radiologistas a reconstrução da imagem tridimensional, conforme figura 2.41, à direita. É claro que com o tempo os radiologistas devem assegurar-se de que comutar o meio de visão não afeta a exatidão diagnóstica negativamente, nem afeta significativamente o fluxo de trabalho. Mas nem todos os radiologistas estão preparados para uma transição fácil e rápida (Krupinski, 2005).

Outro ponto importante são os requisitos de modelagem virtual e física de estruturas anatômicas em três dimensões, que precisam muito do conhecimento do radiologista para poder fornecer uma imagem com requisitos de qualidade e características um pouco diferentes daquela em que ele trabalha atualmente, para entregar a película ao médico. Muitas são as preocupações já existentes no trabalho atual, mas muitas são apenas particularidades especificas, tais como apresentar todas as imagens no monitor do computador, análises por algoritmos que exigem

contrastes marcantes, espessuras de fatias e espaçamentos menores, FOV menores, *pixels* isotrópicos, remoção de artefatos e outras.

2.9.2 Qualidade de Imagem

Cada imagem consiste de uma matriz de *pixels* cujos números TC representam valores que relacionam a fidelidade dos números TC à reprodução precisa de pequenas diferenças em atenuação (resolução baixo contraste) e detalhes finos (resolução espacial). Um bom desempenho de aquisição demanda que a qualidade da imagem deva ser suficiente para se encontrar os requerimentos clínicos para o exame, enquanto mantém a dose o mais baixo possível. Para chegar a isto há uma seleção cuidadosa de parâmetros técnicos que controlam a exposição do paciente e mostram a imagem, e há também a verificação regular do desempenho do digitalizador como parte de um programa de qualidade.

Como dissemos no início do capítulo, "qualidade" é uma noção subjetiva, dependente da função da imagem e entender as características da imagem e como estas contribuem para a sua qualidade é importante para que os radiologistas possam reconhecer e articular suas causas. Também permite uma uniformização em relação à terminologia, usada para avaliar as métricas usadas por médicos e engenheiros ao medir a qualidade de imagem, isto é, as resoluções de contraste, espacial e de ruído.

As características, a qualidade da imagem e a visibilidade interna do corpo são determinadas pela modalidade de imagem ou pela tecnologia usada para produzi-la. Para cada modalidade a característica de qualidade é determinada por fatores como o modo de operação do equipamento, o desempenho geral, a manutenção do equipamento, e por outra combinação de fatores que inclui além de sensibilidade de contraste, *blurring*, ruído visual, artefatos, características espaciais (geométricas). Há sempre certas técnicas ou fatores de protocolos que precisam ser ajustados pelo operador antes de executar o procedimento de obtenção da imagem, e são os valores selecionados para estes fatores que determinam as características da imagem. Para cada modalidade de imagem há uma faixa de qualidade na qual o equipamento pode operar (*ImpactScan, 2005*).

Se a qualidade da imagem pode ser ajustada, porque então nem sempre ajustar para qualidade e visibilidade máxima? Em imagem médica há alguns *trade-off* e compromissos que precisam ser considerados: algumas vezes ajustar um protocolo para melhorar as características da imagem, pode alterar outras características que reduzem a qualidade; também, em imagem de raios X, há uma forte relação entre qualidade de imagem e dose de radiação para o paciente. Isto é, os fatores técnicos e protocolos de imagem para cada aquisição de imagem devem ser selecionados para produzir um procedimento otimizado, baseado nos requerimentos específicos de visibilidade. Um conhecimento destas relações é necessário para entender as limitações de visibilidade, avaliar a qualidade da imagem, determinar e ajustar protocolos de imagem para procedimentos e objetivos clínicos específicos.

2.9.2.1 Parâmetros de Qualidade de Imagem

Retomando o que foi dito acima, na prática há poucos pontos básicos que podem ajudar a obter um melhor resultado quando se usa TC para investigar a morfologia de tecidos moles, esqueletos e espécimes fósseis. Além disso, estes são inter-relacionados e há alguns *trade-off* e compromissos que precisam ser considerados para realizar o exame. Estes pontos serão brevemente analisados a seguir, e as sentenças em destaque constituem uma metodologia que deve ser seguida para se obter uma imagem de boa qualidade para reconstrução tridimensional. Esta contribuição se baseia na experiência e é ilustrada por casos reais observados em mais de 400 cirurgias realizadas como suporte do trabalho.

1. Efeitos de Amostra e Quantização

Os dois principais efeitos que produzem perda de informação quando se captura uma imagem são a natureza discreta dos *pixels* da imagem (amostragem) e a faixa limitada de intensidades (quantização) que se é capaz de medir em cada *pixel*. A imagem da figura 2.42 foi amostrada sucessivamente com 256, 128, 64 e 32 *pixels* (*Spoor, 2000*).

1.1 Efeitos de Amostra

A amostra de uma imagem, isto é, a observação do valor do sinal em coordenadas discretizadas, tem o efeito de reduzir a resolução espacial da mesma, veja-se a figura 2.43, amostrada com 256 e 32 pixels. A resolução espacial tem que ver com a habilidade de detectar uma única estrutura pequena contra o fundo ou a de distinguir duas estruturas pequenas próximas. Por exemplo, para resolver 260 alternâncias de branco e preto em cada linha varrida, 625 x 25 vezes por segundo – ou 4 milhões de alternâncias – a freqüência precisa ser de 4 MHz. Os monitores normais de TV têm banda desta ordem, mas monitores de alta resolução, como os de computadores, podem alcançar 1250 linhas não entrelaçadas e por conseqüência freqüências acima de 25 MHz. Além da perda de informação introduzida com o aumento do passo da amostra, há o ruído, que surge em forma de padrões retangulares sobre a imagem. Conforme ilustrado na figura 2.42, a quantidade de projeções por imagem, o limite potencial na resolução espacial, é determinado pela taxa de amostragem e o tempo de varredura, e por isso em 1024 projeções a imagem é melhor.

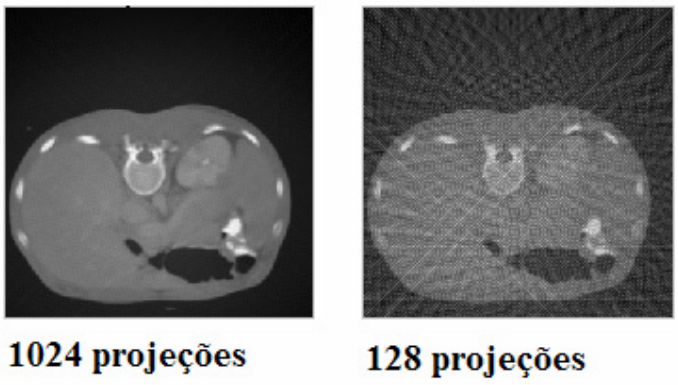


Figura 2.42 – Projeções por imagem e resolução espacial.

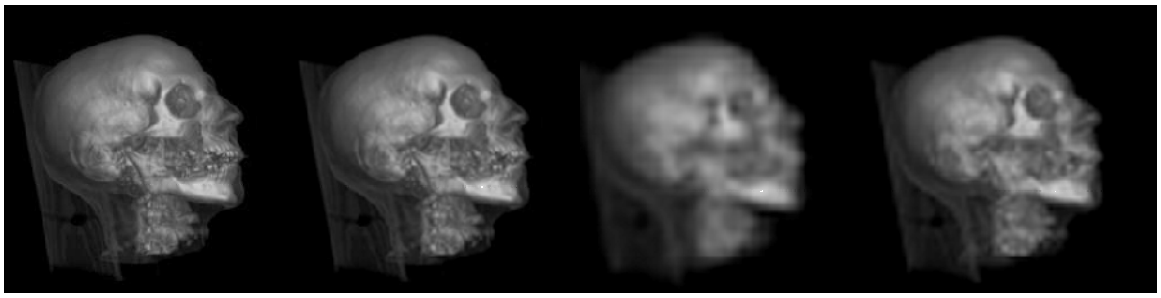


Figura 2.43 - A imagem foi amostrada sucessivamente com 256, 128, 64 e 32 *pixels* (Spoor, 2000).

Tem-se assim: Taxa de amostragem grande, mais projeções, melhor imagem.

1.2 Efeitos de Quantização

O efeito de quantização ou discretização se dá pela impossibilidade de se medir uma faixa infinita de valores de intensidade dos *pixels*. É a codificação dos valores contínuos de um sinal em intervalos discretos. Em geral os equipamentos só medem 8 *bits*, correspondentes a 256 níveis de cinza, ainda que a tecnologia atual já chegue a 24 *bits*. O número de *bits* por *pixel* corresponde ao número de cores ou tons de cinza que podem ser representados, conforme a figura 2.44.

Não existem critérios absolutos que permitam decidir o número ótimo de *pixels* e *bits* para amostrar uma determinada imagem. A maior resolução possível é sempre a melhor. A freqüência de amostragem e a quantização do sinal determinam a qualidade do sinal reconstruído. Mas é preciso ser levado em conta a faixa dinâmica do sensor, isto é, os valores máximos e mínimos de intensidades que podem ser captadas, e também a linearidade do sinal.

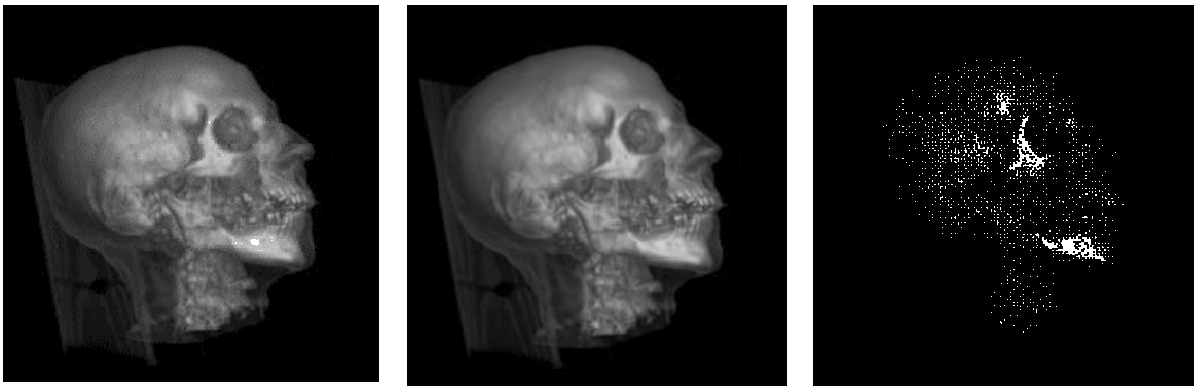


Figura 2.44 – A mesma imagem em 8, 4 e 2 *bits* por *pixel* (bpp) (*Spoor, 2000*).

Em imagens tomográficas o intervalo de amostragem, na direção através da fatia, é freqüentemente maior que no plano da fatia. A amostragem pode ser em intervalos regulares ou irregulares, normalmente – mas nem sempre – é regular na imagem 2D, ou no plano fatia de uma imagem multi-fatias, e algumas vezes irregular na direção através da fatia. Se uma imagem é

corretamente amostrada, é possível recuperar os valores da imagem entre os pontos amostrados com precisão. São parâmetros do equipamento, e mesmo medidas de 24 bits já são possíveis.

Tem-se assim: Usar-se a maior resolução possível, considerando a faixa do sensor e a linearidade do sinal.

2. **Aliasing**[30]

Se o intervalo de amostragem for muito grande, então as freqüências que são muito altas para serem amostradas corretamente podem ser levadas para freqüências mais baixas. É um fenômeno muito importante para imagem médica.

3. **Interpolação**

Se o objeto é corretamente amostrado, então valores intermediários entre pontos amostrados podem ser calculados.

- Onde a velocidade é a prioridade, usa-se o vizinho mais próximo, ou interpolação linear.
- Onde a interpolação precisa é importante, interpolações de alta ordem são usadas, por exemplo, a cúbica, a aproximação para função senóide. Mas isto aumenta o tempo de processamento.
- Erros de interpolação aumentam com a freqüência espacial, a mais alta para bordas pontiagudas ou pontos, e menores para partes uniformes da imagem.

Não é bom ter de fazer interpolação. Há um compromisso entre o tamanho dos *pixels*, a espessura e o espaçamento. Conforme vemos na figura 2.45, foi feita uma aquisição de 175 fatias, com uma matriz de 512 x 512, fatias de 5 mm de espessura, espaçamento de 3 mm e *pixels* de 0.488 x 0.488. Para a reconstrução, onde foi necessário *voxels* isotrópicos, obteve-se espaçamento 3.0 mm/tamanho x *pixel* 0.488, o que equivale dizer que vão ser criadas 6 fatias a partir de cada fatia adquirida. Portanto 175 fatias adquiridas x 6 fatias criadas = 1050 no total, ou 875 fatias interpoladas. Observe-se os degraus na imagem 2D e o volume renderizado na 3D.

[30] Significa polarizar, falsear algo. Preferiu-se manter o termo em inglês, visto ser comum em processamento de imagens utilizar-se o termo original.

Tem-se assim: Fazer interpolação não é bom. Há um compromisso entre o tamanho dos *pixels*, a espessura da fatia e o espaçamento entre elas. Ao obter-se a espessura da fatia o mais próximo das dimensões X e Y do *pixel*, menor será o trabalho de interpolação para tornar os *voxels* isotrópicos.

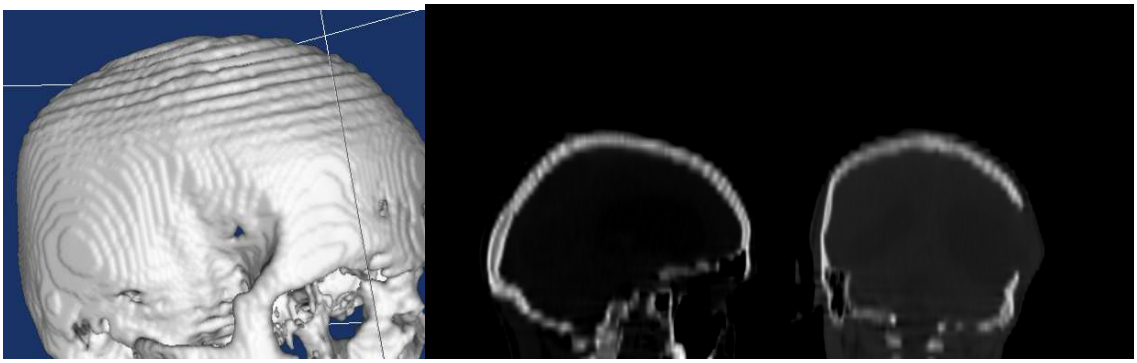


Figura 2.45 – Resultados obtidos com espessura de fatia grande. (Imagens InVesalius).

4. Tamanho da Matriz

Imagens grandes (tal como as do peito) requerem uma matriz grande, portanto mais *pixels,* que uma imagem pequena, de modo a se ter bons detalhes, conforme ilustrado na figura 2.46. O tamanho numérico (número de *bits*) de uma imagem é o produto do comprimento do *pixel* e da largura da imagem com a profundidade *bit* (*bits* por *pixel*). O tamanho numérico significa que quanto maior a imagem – numericamente falando – mais memória e espaço de armazenagem, mais tempo de processamento e distribuição de imagens serão requeridos.

Como se vê na figura 2.47, quando o campo de visão FOV é reduzido, mas sem se alterar o tamanho da matriz, os *pixels* ficam menores e a visibilidade dos detalhes aumenta. Já que a resolução espacial é determinada pelo número de *pixels* que compõem uma imagem digital, quanto maior o número de *pixels*, menor será seu tamanho individual, aumentando-se por conseqüência a resolução espacial da imagem. O que significa uma imagem mais compatível com a realidade do objeto (Dove, 1995). Na figura 2.48 o tamanho dos *pixels* é menor que a média, e a espessura é fina. Mesmo havendo a necessidade de interpolação devido ao espaçamento ser de 0.8mm, a qualidade da imagem é muito boa, e a reconstrução fica excelente.

Tem-se assim: O tamanho da imagem deve ser o menor possível considerando a área de interesse.

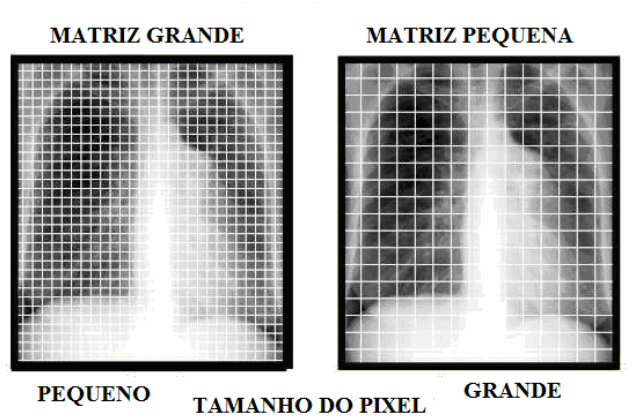


Figura 2.46 – Efeitos do tamanho da matriz.

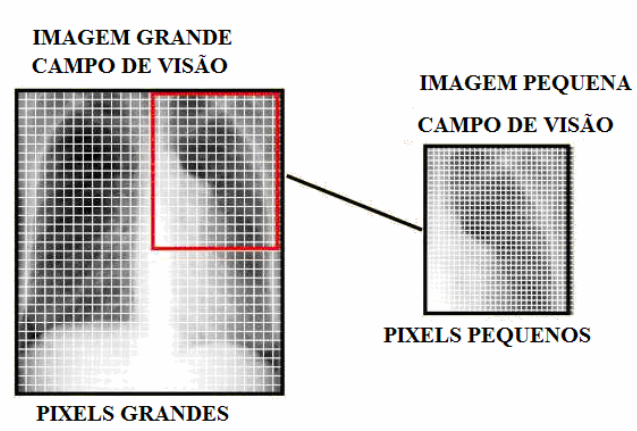


Figura 2.47 – Efeitos do tamanho da imagem.

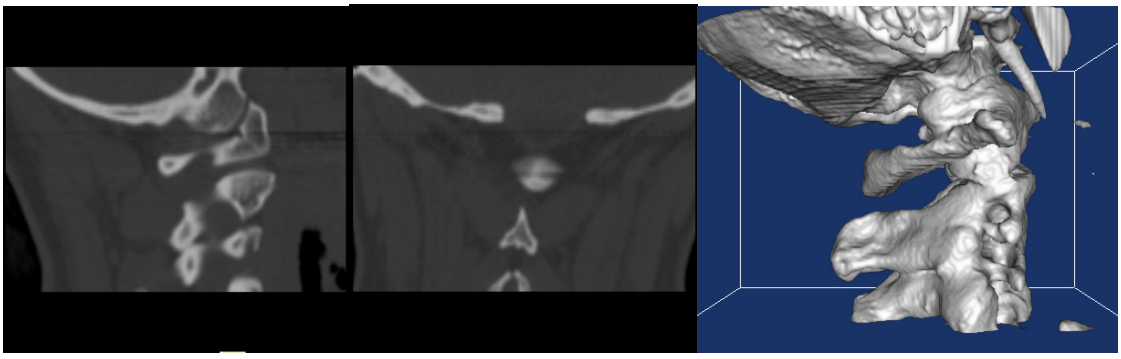


Figura 2.48 – Matriz de 512 x 512, *pixel* 0.1953 x 0.1953 x 0.8, espessura 1.0, espaçamento 1.1, filtro de corpo, 82 fatias, 165 interpoladas. (Imagens *InVesalius*).

5. Plano de Digitalização

A seleção do melhor plano para fazer a digitalização depende do propósito do exame de TC, e merece sérias considerações. No caso de visualização de um objeto para reconstrução tridimensional, é melhor orientar o objeto de modo a obter o menor campo de visão (FOV) possível, porque um tamanho de *pixel* reduzido, até certo ponto, fornecerá uma melhor resolução. Quando se está avaliando estruturas detalhadas, a digitalização deve ser feita de modo a se obter uma resolução espacial significativamente melhor no plano de digitalização do que entre fatias. Por exemplo, para investigar a dentição são mais apropriadas as digitalizações sagital ou coronal, em paralelo com a direção de manifestação (erupção) e perpendicularmente à capa do esmalte, do que o transversal. Para alguns estudos a digitalização terá de ser feita em mais que um plano.

6. Espessura da Fatia

Durante a fase de varredura, o tamanho do *spot* focal e as dimensões do detector determinam o tamanho de cada raio dentro do feixe de raios X, e pequenos raios produzem dados digitalizados com melhor detalhe. Todos os detalhes anatômicos dentro de cada *voxel* são ofuscados e representados por um valor de número TC. Portanto, pequenos *voxels* produzem imagens com menos manchas e melhores detalhes. E já que não é possível ter a largura de um raio ou de um feixe de raios menor que o detector, o tamanho de detector geralmente limitará os detalhes que podem ser encontrados. Figura 2.49 mostra os fatores que contribuem na aquisição do feixe de raios X.

Há alguns fatores que afetam o sinal nos detectores, como:

- O kV – quanto mais alto o kV, mais os raios-X são penetrantes.
- A mA – com alta corrente no tubo, o feixe de raios X é mais intenso.
- O tempo de varredura – com um tempo mais longo, mais raios X chegam aos detectores.
- A espessura da fatia – fatias mais largas implicam mais raios X.
- A composição do paciente – com pacientes menores há menos atenuações.

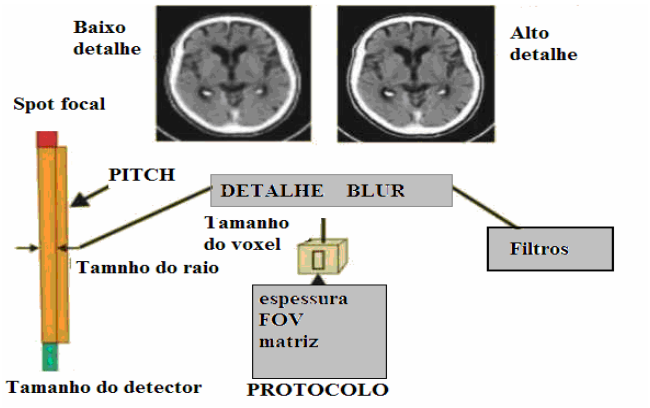


Figura 2.49 – Relação dos fatores que contribuem na aquisição do feixe de raios X.

6.1 Espessura da fatia: Digitalizadores de um único conjunto de Detectores - Perfil de Sensibilidade da Fatia

A espessura da fatia é um único corte tomográfico e é determinada pela colimação física do feixe de raios X. O perfil de sensibilidade da fatia determina quão espesso uma imagem é vista e como os detalhes extensos dentro de uma seção contribuem para o sinal.

Na figura 2.50 vê-se que quando um pequeno objeto está localizado no centro de uma fatia ele produz grande contraste do fundo (*background* – maior diferença no número TC) que quando o mesmo objeto é posicionado próximo da borda da fatia. Observe-se que nos pontos A e D há pouco contraste pois são pontos localizados na borda do feixe. No centro do feixe, C, há um melhor contraste.

6.2 Espessura da Fatia: Digitalizadores de Múltiplos Detectores.

A espessura da fatia, em digitalizadores com múltiplos conjuntos de detectores, é determinada pela largura dos detectores. A largura dos detectores é alterada por uma adição de diferentes números de elementos individuais, isto é, os sinais eletrônicos gerados pelos elementos detectores adjacentes são eletronicamente somados. Em geral se ajusta a colimação para que a penumbra caia fora da borda dos detectores. Isto aumenta a dose de radiação, especialmente para larguras de fatias pequenas em digitalizadores de múltiplas fatias.

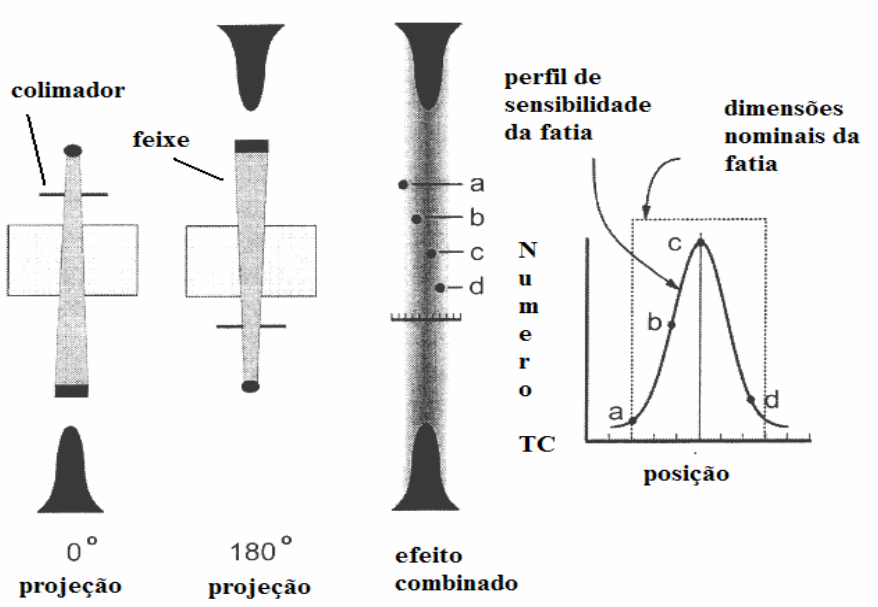


Figura 2.50 – Espessura da fatia num único *array* de detectores.

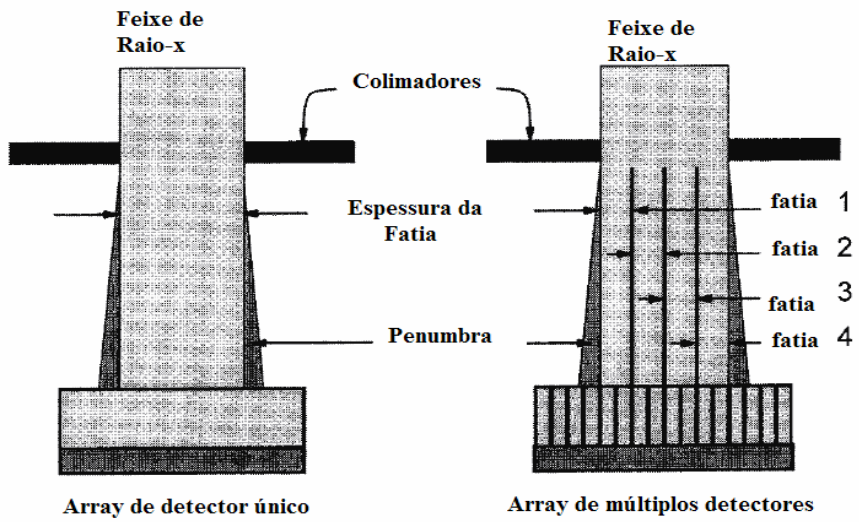


Figura 2.51 – Comparação entre detector único e detectores múltiplos. Nestes últimos, vê-se que dois detectores formam o sinal de cada fatia.

6.3 Conjunto de Múltiplos Detectores

Usar a menor espessura de fatia disponível minimiza a média de volume parcial e a melhor resolução espacial possível, perpendicular ao plano de digitalização, é obtida. Na figura 2.52 visualizam-se múltiplos detectores. O feixe de raios X incide no módulo de detectores, e este pode ser configurado em números de detectores – 1, 2, 4, juntos – e em diferentes larguras de feixe.

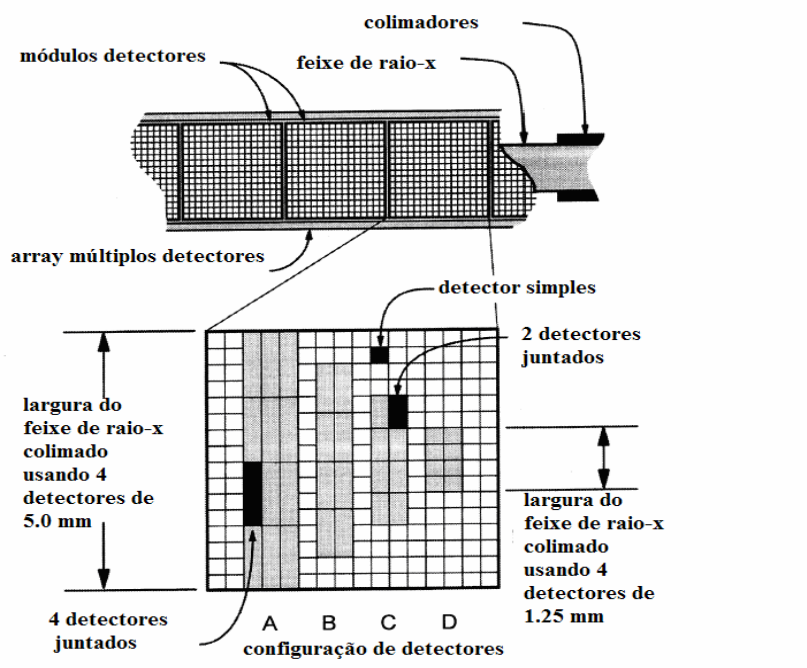


Figura 2.52 – Detalhe do *conjunto* de múltiplos detectores.

Nas figuras 2.53 e 2.54 exemplifica-se o uso de espessuras grandes para reconstrução, mais úteis para visualização numa chapa radiográfica. Na primeira imagem o exame foi de 58 fatias DICOM, matriz de 512 x 512, tamanho pixel 0.488 x 0.488 com 3.0 mm de espessura. Isto vai ocasionar um esforço de interpolação enorme, criando 3.0/0.488, o que equivale a 6 fatias criadas pela interpolação para cada fatia lida (Imagens *InVesalius*). Na segunda imagem a espessura foi de 10 mm, inviável para um modelo virtual ou físico.

O valor da espessura pode ser selecionado pelo operador, de acordo com os requerimentos clínicos, e geralmente fica na faixa 1-10 mm. Em geral, quanto mais larga a espessura da fatia maior a resolução baixo contraste, mas as imagens podem ser afetadas por artefatos, devido a efeitos de volume parciais; quanto mais fina a fatia (1-2 mm) maior a resolução espacial, mas as imagens podem ser significativamente afetadas pelo ruído.



Figura 2.53 – Fatias com espessura de 3 mm, imagens *InVesalius*.

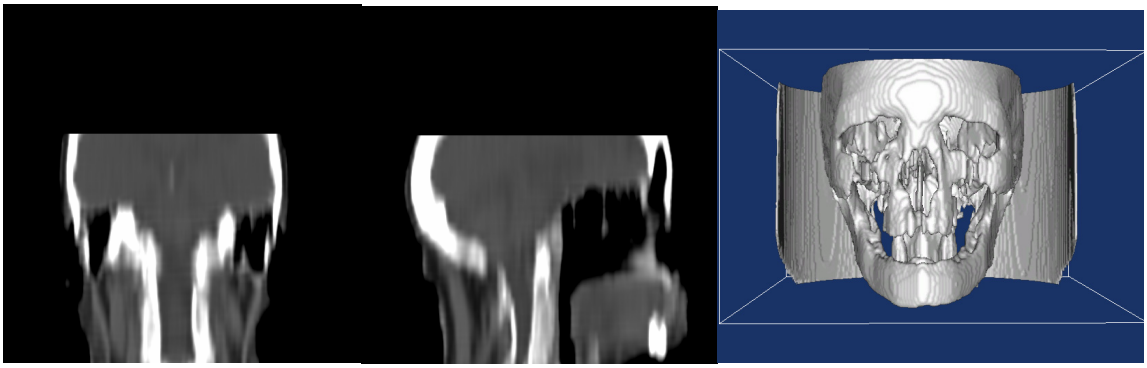


Figura 2.54 – Fatias com espessura de 10 mm, imagens *InVesalius*.

Em teoria, a espessura de uma fatia deve ser tão pequena quanto possível, a fim de se conseguir uma reconstrução 3D adequada (a espessura de 1 mm dá resultados excelentes). Se a área em que vai ser feita a varredura for grande, freqüentemente não se é tecnicamente possível obter os dados com a fatia menos espessa permitida pelo equipamento, devido, por instância, ao aquecimento do tubo de raios X e à alta dose de radiação. No caso em que a área de interesse seja

a face, uma mudança de axial para coronal no planejamento da varredura pode reduzir o número de fatias substancialmente, como vemos na figura 2.55.

No caso em que a aquisição seja na modalidade helicoidal o aumento do *pitch* pode permitir a varredura de um volume maior, mantendo assim a fatia fina. Esta solução é melhor que aumentar a espessura das fatias, mas se for inevitável aumentar a espessura das fatias, deve-se escolher a reconstrução do volume tão fina quanto possível. A qualidade da imagem de fatia interpolada diminui e se obtém melhores resultados, se comparados com aumento da espessura da fatia.

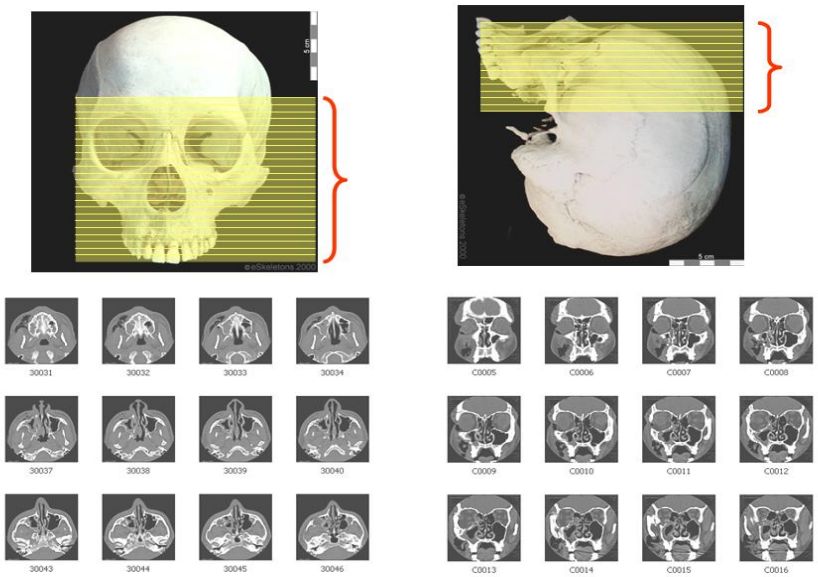


Figura 2.55 - Comparação entre aquisição axial e coronal e a área obtida (*Meurer, 2005*). O problema aqui é o posicionamento do paciente.

A exposição do paciente à radiação é um fator limitante e existe uma solução de compromisso para se obter um número de fatias do volume de interesse tão elevadas quanto possível com a menor exposição do paciente. Os radiologistas são responsáveis por escolher o protocolo mais adequado para adquirir as imagens, entre aquelas possibilidades técnicas oferecidas por um dado TC, e por usar o bom senso com relação à qualidade da imagem e o nível de exposição da radiação.

Importantes *tradeoffs* com espessura da fatia: mantendo os valores de kVp e mAs, o número de fótons detectados aumenta linearmente com a espessura da fatia, e a relação sinal/ruído sobe.

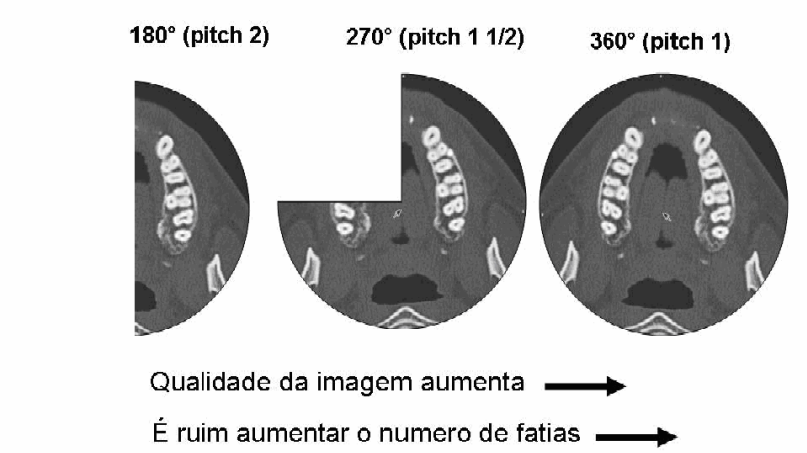


Figura 2.56 – Relação entre qualidade de imagem, número de fatias e *pitch* (*Meurer, 2005*).

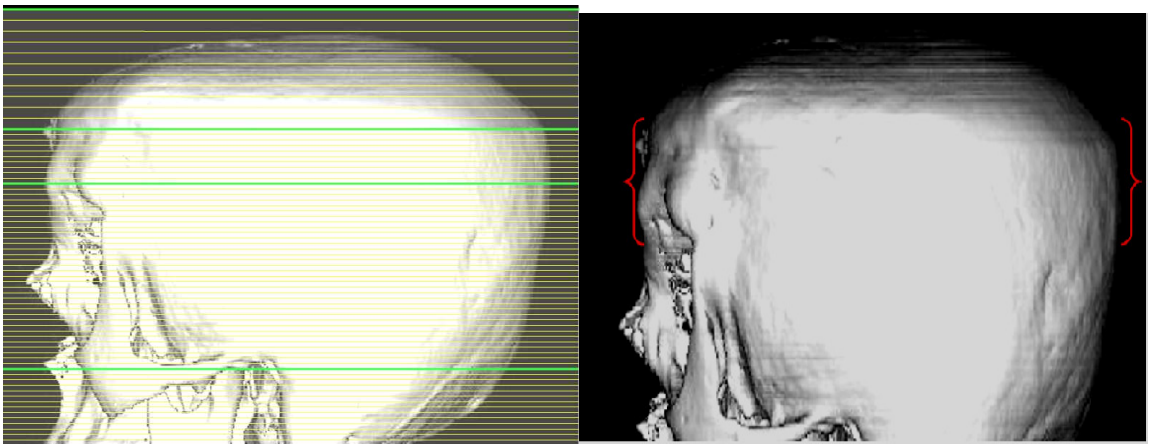


Figura 2.57 – A quantidade de cortes está relacionada à área de interesse. A superior tem cortes mais espaçados. A inferior, uma região de interesse que merece mais detalhes, tem cortes menos espaçados (*Meurer, 2005*).

Uma espessura larga de fatia, na mesma técnica, produz uma resolução de contraste melhor (alta relação sinal/ruído), mas a resolução espacial na dimensão da espessura é reduzida. Menor espessura de fatia melhora a resolução espacial na dimensão da espessura da fatia e reduz o

volume parcial médio. O ruído aumentará, a menos que o valor de mAs seja também aumentado para compensar as perdas de fótons de raios X da colimação.

Tem-se assim: A espessura de fatia deve ser a menor possível, levando-se em conta dose e ruído.

7. Sensibilidade em Z

Medida de sensibilidade do digitalizador para objetos ao longo do eixo Z, também conhecidos como "espessura efetiva da fatia", ou "espessura da fatia adquirida". A resolução na direção do eixo Z é particularmente importante para a reconstrução em 3D.

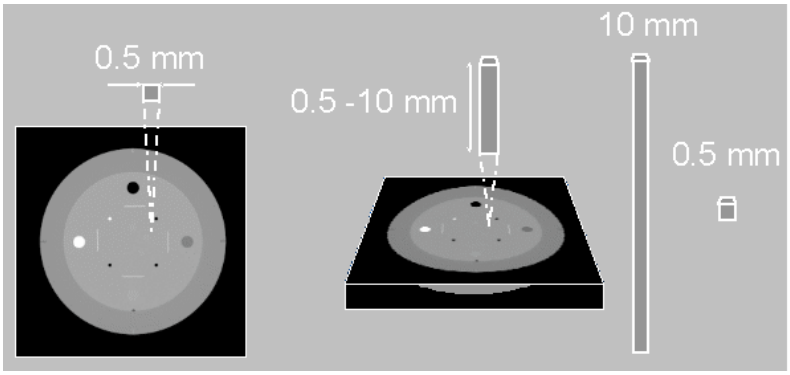


Figura 2.58 - Resolução no eixo Z.

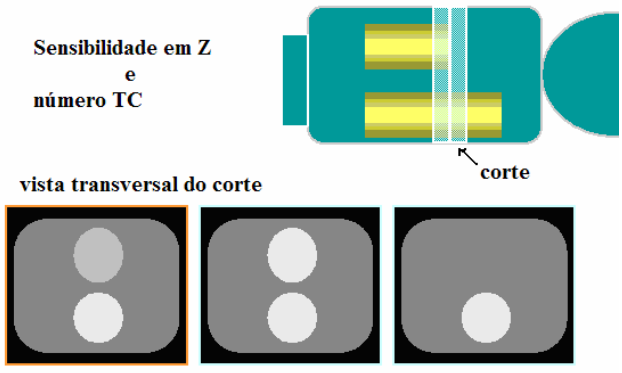


Figura 2.59 – Sensibilidade em Z e número TC.

Cada *pixel* bidimensional em uma imagem TC representa atenuação dentro de um *voxel* 3D:

- Se o objeto é contínuo no eixo Z o número TC não é afetado pela sensibilidade em Z.

- Se o objeto varia no eixo Z o efeito do volume parcial altera o número TC.

A imagem com *voxels* isotrópicos é o caso ideal para aquisição de imagem tridimensional. Com a resolução idêntica em todas as dimensões – resolução isotrópica – têm-se os artefatos em degraus virtualmente eliminados, as bordas bem definidas e um grande número de projeções produzidas. Esta imagem isotrópica está diretamente relacionada com a espessura em Z e o tamanho da matriz que define as dimensões X e Y dos *pixels*, conforme figura 2.60.

8. Intervalo de Fatias

A digitalização é usualmente feita contiguamente (o índice da fatia iguala a espessura) ou em sobreposição, quando se foca em uma morfologia detalhada (a espessura da fatia é menor do que o espaçamento). Uma situação na qual o uso do TC helicoidal é vantajoso se dá quando a sobreposição das digitalizações é requerida e um incremento da fatia não está disponível no modo de digitalização não helicoidal. Na figura 2.60 temos uma imagem de 512 x 512, 0.3906 x 0.3906 x 0.3 espessura 0.625, houve sobreposição de aproximadamente 0.3 mm e a resolução espacial e contraste estão boas. Fatias finas. Observe-se os dentes, trabéculas interiores da mandíbula.

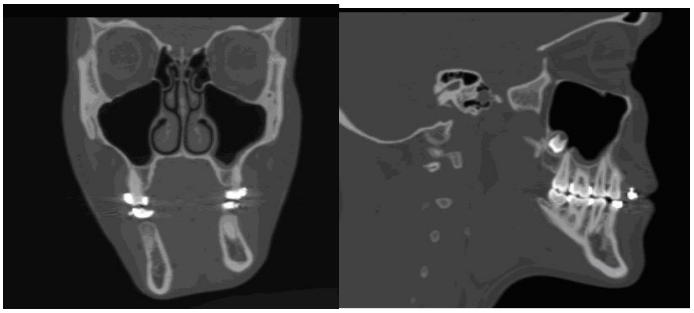


Figura 2.60 – Exemplo de imagem de boa resolução espacial. (Imagens *InVesalius*).

Na pratica a distância entre fatias fica na faixa 0-10 mm, e o *pitch* entre 1 e 2. Mas a distância entre fatias pode ser até negativa, para haver sobreposição de varredura, e isto significa *pitch* < 1 para o TC helicoidal. Em geral para um volume constante de investigação, quanto menor a distância entre fatias, ou o fator *pitch*, maior será a dose local e dose integral para o

paciente. O aumento da dose local se dá por causa da sobreposição dos perfis de dose de fatias adjacentes. O aumento na dose integral se dá por causa de um aumento no volume do tecido submetido a irradiação direta. Nos casos onde reconstrução 3D ou reformatação das imagens, em coronal, sagital ou obliqua, é requerida, se faz necessário reduzir a distância entre fatias para zero ou utilizar um TC helicoidal. Nos exames apresentados com vistas ao controle de doenças isto pode ser diagnosticamente justificável, isto é, ter distância entre fatias correspondendo a metade da espessura da fatia ou um fator *pitch* de 1.5 - 2.0.

9. **Campo de Visão – FOV** (diâmetro máximo da imagem reconstruída).

O FOV ou volume imagem, é todo o volume da região sob investigação. É definido pelas margens mais exteriores da primeira e última fatia examinada ou da exposição helicoidal. A extensão do volume de investigação depende das necessidades clínicas, e em geral quanto maior seu valor maior será a dose integral para o paciente (a menos que uma distância maior entre fatias, ou *pitch* aumentado, seja usada). Um campo de varredura inadequado pode ser um problema na reconstrução do volume. Por exemplo no caso de um paciente digitalizado com braços para baixo, ou braços fora do campo de visão, presentes em alguma projeção, mas não em outras, o computador terá uma informação incompleta relacionada ao braço, resultando em artefatos de listras.

Para uma morfologia detalhada é recomendável fazer reconstruções ampliadas para reduzir o tamanho do *pixel* à metade da resolução espacial, ou menos, e assim o tamanho do *pixel* não limitar a resolução da imagem. Por exemplo, digitalizações do crânio humano com um tamanho de matriz de 512 x 512 *pixels* e um FOV de 200 x 200 mm (que dá um *pixel* de 0.4 mm) não utilizarão a melhor resolução espacial possível dos digitalizadores.

Para se chegar à isto, reconstrução ampliada com um campo de visão de 102 x 102 mm ou menos (que dá um *pixel* de 0.2 mm), tem de ser feito em áreas específicas de interesse. Reduzir o tamanho do *pixel* via reconstrução ampliada não pode ser confundido com a magnificação de uma imagem existente. Um FOV muito amplo, com *pixels* grandes, faz a imagem tornar-se desnecessariamente pequena e aumentará a dificuldade de avaliá-la visualmente. Uma maior

quantidade de informação estará concentrada em um mesmo *pixel* e assim detalhes pequenos podem escapar à detecção.

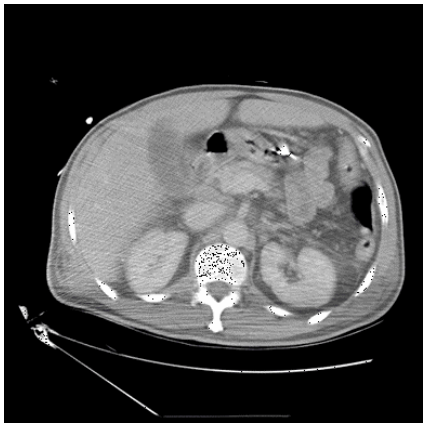


Figura 2.61 – Campo de varredura inadequado (Imagens *InVesalius*).

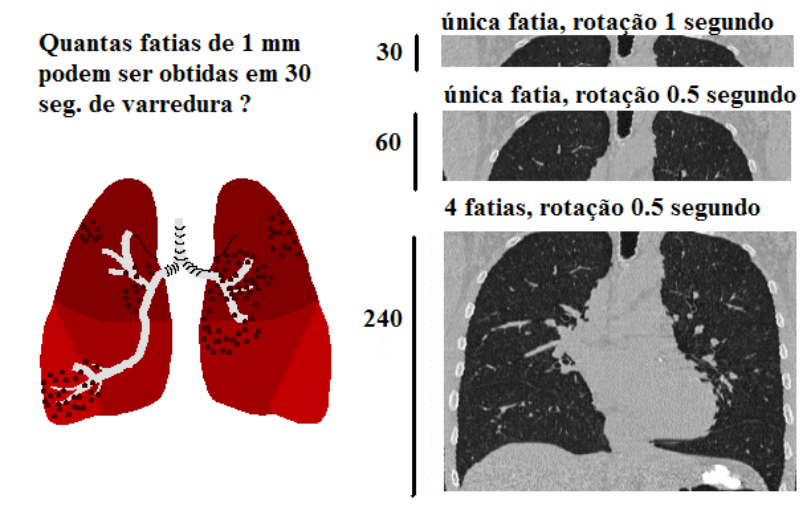


Figura 2.62 - Varredura de grandes volumes (*ImpactScan, 2005*).

Veja-se a figura 2.47. Por outro lado, um FOV muito pequeno pode excluir áreas anatômicas importantes (*Romans, 1995*). Em alguns casos, a seleção do FOV precisa levar em conta não somente a oportunidade para aumentar a resolução espacial, mas também a necessidade de se examinar todas as áreas possíveis da doença. Se os dados *raw* estão disponíveis, o FOV pode ser mudado no pós-processamento. Para a face, mesmo que tecnicamente seja possível trabalhar com um FOV menor, o de aproximadamente 250 mm é o bastante.

Tem-se assim: Com FOV pequeno e tamanho de matriz usual (512 x 512), os pixels ficam pequenos e em maior número, o que reduz o efeito volume parcial e aumenta a resolução.

10. Pitch

Como visto, aumentar o valor do *pitch* pode limitar o detalhe a ser encontrado na direção do movimento e diminuirá a dose, aumentando a largura efetiva do feixe e os ofuscamentos associados. Assim, o detalhe que é requerido na direção da espessura da fatia limita o quanto o *pitch* pode ser aumentado. Mudar o *pitch* tem vários efeitos, e as vantagens são as varreduras mais rápidas e com dose de radiação reduzida (e menos concentrada).

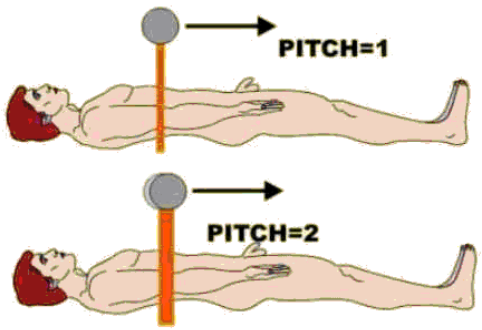


Figura 2.63 – Área coberta pelo *pitch*.

Tem-se assim: um pitch de valor razoável (1 ou 2) dá maior cobertura axial, sendo que o feixe de raios X se espalha mais, se reduz o tempo de varredura e a radiação é menos concentrada. Balancear estes fatores é vital para não se perder muito detalhe na imagem.

11. Resolução da Imagem

Os parâmetros resolução espacial, resolução de contraste e resolução temporal foram largamente usados para caracterizar imagens de raios X tradicionais, e também provêem os meios para comparação de imagens formadas por modalidades de imagens digitais (*Almeida, 1998*).

Resolução espacial em alto e baixo contraste são fatores interdependentes e críticos para a qualidade da imagem.

11.1 Resolução Espacial

A resolução espacial, ou resolução de alto contraste, é a habilidade para discriminar o tamanho mínimo de detalhes espaciais entre objetos adjacentes no plano da fatia com um contraste maior que 10 %. As resoluções típicas vão de 0.5 a 1.5 linhas por mm. Na figura 2.64 descreve-se a noção de resolução espacial através da repetibilidade e visualização de linhas por centímetro. A resolução espacial em baixo contraste, ou resolução de tecido, refere-se à habilidade do procedimento de imagem descrever fielmente diferenças sutis no contraste, detalhes que podem ser visivelmente percebidos quando há somente uma pequena diferença na densidade relativa em relação à área vizinha (É a diferença em valores HU entre tecidos). A TC apresenta resolução de contraste de 0.5 % enquanto o filme radiográfico tem resolução de aproximadamente 5 %.

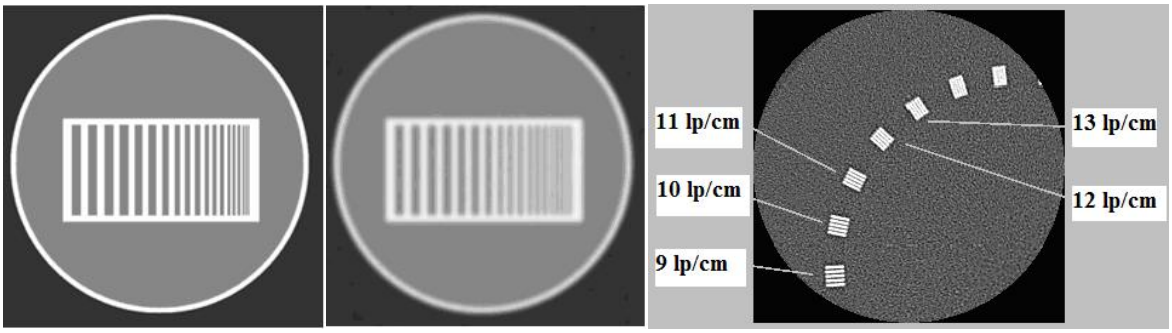


Figura 2.64 - Definição de resolução espacial.

Fatores que afetam a resolução espacial:

1. A forma do kernel de reconstrução – O filtro de osso tem a melhor resolução espacial e os filtros de tecido mole têm baixa resolução espacial.

2. Matriz de *pixel* – O número de *pixels* usados para reconstruir a imagem TC tem influência direta – para um FOV fixo – na resolução espacial. Aumentando-se o tamanho da matriz para um FOV fixo (o que diminui o tamanho do *pixel*) se terá melhor resolução espacial.
3. Campo de visão (FOV) – Influência a dimensão de cada pixel.
4. Movimento do paciente – Causará manchas e, portanto degradará a resolução espacial.
5. O tamanho do *spot* focal – Se for aumentado, detalhes no objeto serão distribuídos sobre vários detectores, assim diminuindo a resolução espacial.
6. A largura da abertura do detector – Uma alta resolução espacial pode ser obtida com pequenas aberturas. Os objetos podem ser melhor determinados quando o tamanho da abertura é menor que o espaçamento entre objetos.
7. Uma espessura pequena melhora a resolução espacial, desde que o efeito do volume parcial seja menor.
8. A dose e o ruído afetam em muito a resolução em baixo contraste.

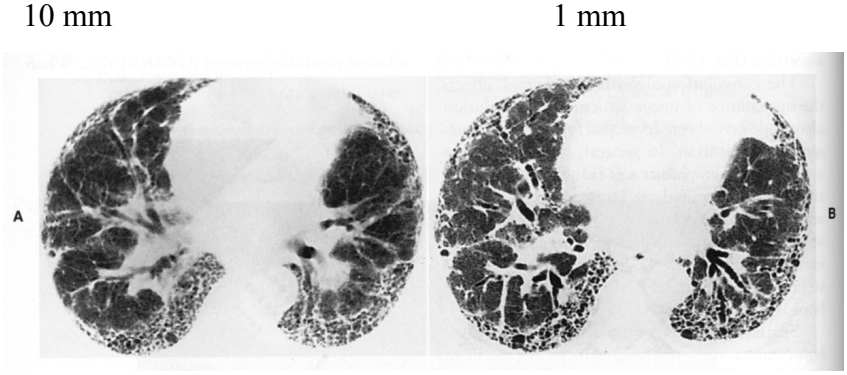


Figura 2.65 – Imagens comparativas da largura da abertura do detector.

A resolução de uma imagem é a medida da quantidade de detalhe fino que pode ser visto, isto é, a freqüência espacial alta na imagem. A resolução de imagens médicas é normalmente diferente em direções diferentes (anisotrópica) e, freqüentemente, varia com a posição na imagem (heterogenia).

11.2 Resolução de Contraste

A resolução de contraste é a medida da capacidade de distinguir pequenas diferenças de intensidade, como as mudanças nos parâmetros mensuráveis tais como atenuação de raios X. Para imagens digitais, o número de *bits* por *pixel* determina a resolução de contraste da imagem. Uma inadequada resolução resulta na impossibilidade de distinguir estruturas. Imagens adequadas são aquelas com altas resoluções espaciais de contraste e temporal.

Não há uma única modalidade que satisfaça todos estes requerimentos, cada uma é mais adequada para uma ou mais dessas dimensões, e menos adequadas para outras. A seleção da modalidade mais apropriada para um diagnóstico particular requer a escolha entre essas várias dimensões. A resolução espacial é o problema mais freqüentemente questionado da imagem digital.

Para igualar a resolução espacial típica do filme, uma imagem de 37 X 45 cm deverá ter aproximadamente 2000 X 2500 *pixels*, e para capturar todas as informações de níveis de cinza, cada *pixel* deve carregar 10 *bits* (1024 tons de cinza), assim o tamanho da imagem chegaria a 6,5MB. Para dobrar a qualidade da resolução espacial é necessário quadruplicar o número de *pixels*, enquanto que a resolução de contraste varia linearmente com o número de *bits* requeridos. A matriz imagem freqüentemente tem valores de 512 X 512 *pixels*, porque isto torna as imagens fáceis de serem manipuladas no computador.

O termo "níveis de cinza" tem sido enfatizado, mas na geração de imagens digitais as cores podem ser usadas para representar os tons de cinza das imagens, o que se denomina "falsa cor". Em vez de se atribuir um diferente valor de cinza para cada valor binário no *pixel*, uma diferente saturação da cor primária é usada. E como três cores primárias são necessárias para produzir todas as outras cores, temos que, em imagens coloridas, cada *pixel* tem três componentes, um para cada cor primária usada (vermelho verde e azul, ou RGB). Esse método para imagens coloridas requer 3 vezes mais espaço de armazenagem que o de tons de cinza.

Fatores que afetam resolução de contraste:

1. A mAs – Se a corrente mAs do tubo, por tempo de varredura, aumenta, o número de fótons e a relação sinal/ruído aumenta e a resolução de contraste melhora. (Spool, 1993).
2. Tamanho do Pixel – Se o tamanho do paciente e todos os outros parâmetros de varredura são fixos, quando o FOV aumenta, as dimensões do *pixel* e o número de raios X passando através de cada *voxel* aumentam também, levando a uma melhor resolução de contraste.
3. Espessura de fatias – Fatias mais espessas usam mais fótons e tem melhor relação sinal/ruído. Dobrando-se a espessura da fatia, aumenta-se a relação sinal/ruído.
4. Tamanho do paciente – Para a mesma técnica de raios X, pacientes grandes atenuam mais os raios resultando em detecção de pouca radiação, reduzindo relação sinal/ruído e, portanto a resolução de contraste.

Tem-se assim: Imagens adequadas são aquelas com altas resoluções espaciais de contraste e temporal. Filtro de osso tem melhor resolução espacial e filtro de tecidos moles tem baixa resolução espacial. Resoluções típicas vão de 0.5 a 1.5 linhas por mm.

11.3 Sensibilidade de Contraste

É a característica do sistema de imagem que determina o objeto de mais baixo contraste que pode ser visualizado. Em imagem médica freqüentemente é necessário visualizar objetos no corpo que tem contraste físico muito baixo, massas de tecidos em volta de um tecido normal são um bom exemplo. A função maior de todos os procedimentos de imagem é converter contraste físico em contraste visual, transferir o contraste do corpo para a imagem, conforme ilustrado na figura 2.66. A sensibilidade de contraste, que é a habilidade de converter e transferir contraste, é determinada por três fatores: as características inerentes à um método específico de imagem, a seleção da técnica de imagem e dos fatores do protocolo. Cada modalidade tem características que relacionam o tipo de contraste físico que ele dá a ver e o contraste físico mais baixo que pode ser visualizado. Uma sensibilidade de alto contraste é requerida para visualizar algumas estruturas de baixo contraste.

A relação entre estes dois contrastes é determinada pela sensibilidade de contraste. Resolução de contraste é um termo alternativo usado para características gerais do processo de

imagem médica. A visibilidade da anatomia depende do contraste que é produzido e mostrado na imagem, assim, quando a sensibilidade de contraste é baixa o resultado será baixo contraste de imagem e baixa visibilidade. Não se pode detectar sempre baixa sensibilidade de contraste ajustando a aparência da imagem, pois se teria uma imagem que parece ter contraste visual alto. Tal imagem estaria mostrando alguns objetos em alto contraste, como o osso, mas não mostraria objetos de baixo contraste, como massas de tecidos mole.

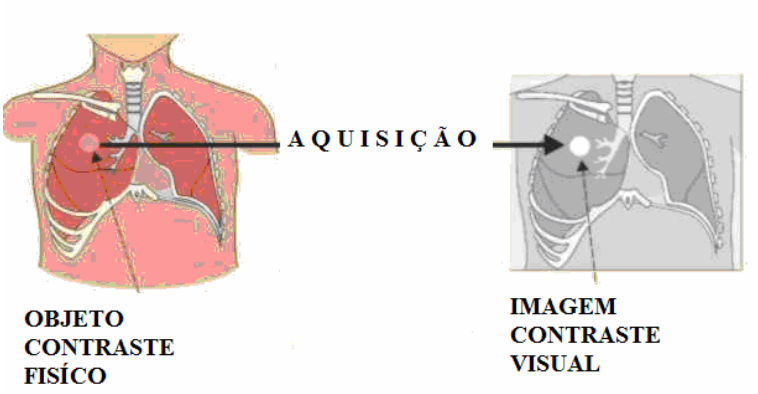


Figura 2.66 – Sensibilidade ao contraste (*ImpactScan,2005*).

Ou seja, o objetivo não é sempre ter o mais alto contraste possível na imagem. Se há alto contraste entre áreas na imagem (contraste de área) a visibilidade é reduzidas nas áreas escuras ou muito iluminadas. Isto é verdadeiro para imagens registradas em filmes, porque a sensibilidade de contraste do filme é reduzida à áreas claras (baixa exposição) e áreas escuras (alta exposição). Contraste de imagem muito baixa resulta em baixa sensibilidade de contraste e baixa visibilidade. Usualmente há um contraste de imagem ótimo que dá a melhor visibilidade dos objetos através da imagem.

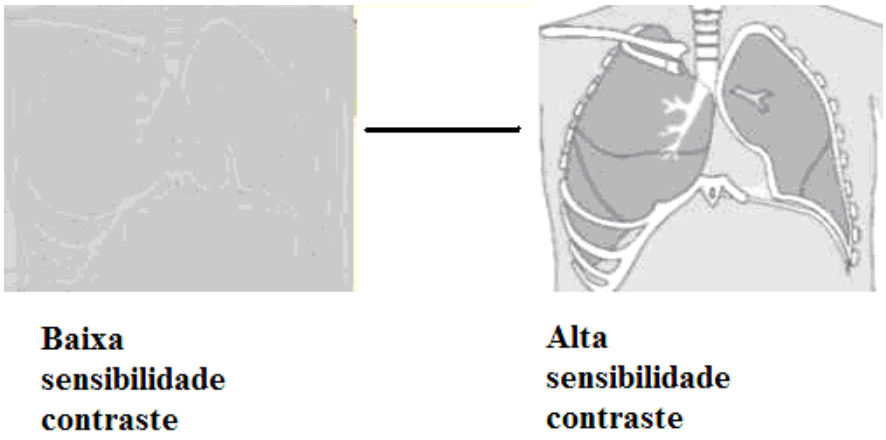


Figura 2.67 – Sensibilidade ao contraste

Este contraste ótimo é obtido pela combinação correta de tipo de filme, processamento do filme e nível de exposição. Em imagem digital este ponto ótimo é obtido com processamento digital apropriado e ajuste de fatores de *display*, especialmente o janelamento.

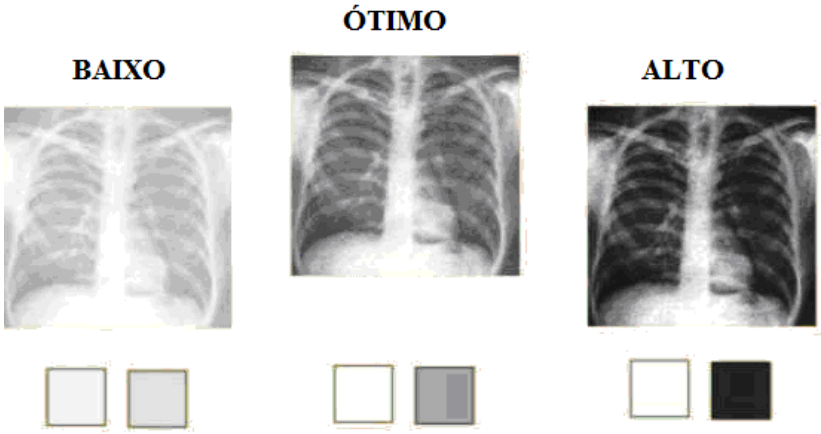


Figura 2.68 - Contraste da imagem.

11.4 Contraste Físico na Imagem de Raios X

Objetos e estruturas no corpo precisam ter alguma forma de contraste físico para produzir contraste físico na imagem, contraste físico que se dá com a diferença de algumas características físicas dos tecidos ou outros materiais no corpo. As características físicas que produzem contraste visível do objeto são diferentes para cada modalidade de imagem. Para TC e raios X as duas fontes de contraste físico são as diferenças na densidade e as diferenças no número atômico (Z),

isto é, as imagens radiográficas e de TC estão geralmente mostrando diferenças nas densidades. Entretanto a TC tem uma sensibilidade de contraste muito alta se comparada com a radiografia e assim pode mostrar diferenças relativamente pequenas nas densidades dos tecidos.

11.5 Combinando Sensibilidade de Contraste com o Contraste Físico

A sensibilidade de contraste de um procedimento de imagem precisa ser ajustada de acordo com a quantidade de contraste físico na região anatômica especifica. A radiografia, que tem baixa sensibilidade de contraste, é usada, por exemplo, para imagens do peito por causa do alto nível de contraste físico (variação de densidade) que está presente neste local. Há vários fatores que determinam a sensibilidade de contraste de um procedimento de radiografia, mas o maior fator é o valor de kV.

Tem-se assim: Obter a melhor sensibilidade de alto contraste para visualizar estruturas de baixo contraste. Obter a melhor resolução de contraste, cuidando mAs aumenta, o que eleva o número de fótons e aumenta a relação sinal/ruído.

11.6 *Blurring*

O *blurring* reduz a visibilidade de detalhes anatômicos, reduz a nitidez percebida de estruturas e objetos e também a resolução espacial. O conhecimento deste efeito e como controlá-lo é necessário para otimizar os procedimentos e para assegurar a visibilidade adequada. A significância clinica do *blurring*, que ocorre em todos os procedimentos de imagem, é então a de limitar o menor objeto que será visível. A quantidade de *blurring* (da visibilidade de detalhes) é determinada pela combinação de três fatores: as características *blurring* de cada modalidade, a seleção da técnica e os fatores de protocolo para cada procedimento de imagem.

Na figura 2.70 vê-se que os objetos pequenos têm maiores detalhes que os grandes, que aparecem ofuscados. Conforme figura 2.71 os objetos são arranjados de modo a diminuir de tamanho (detalhes) da esquerda para a direita e diminuir de contraste de baixo para cima. Os objetos maiores, de alto contraste, na região inferior esquerda seriam visíveis sob a maioria das

condições. Assim como o ruído reduz a visibilidade de objetos de baixo contraste, o ofuscamento reduz a visibilidade de objetos pequenos.

Tipicamente, a maioria dos objetos anatômicos pequenos também tem relativamente baixo contraste e sua visibilidade é reduzida tanto por ruídos como por ofuscamento. A natureza aleatória estatística dos fótons é a mais significante fonte de ruído em imagem de raios X (incluindo TC). O ruído é reduzido na aquisição através de uma grande concentração de fótons, o que geralmente requer uma alta dose de radiação no paciente.

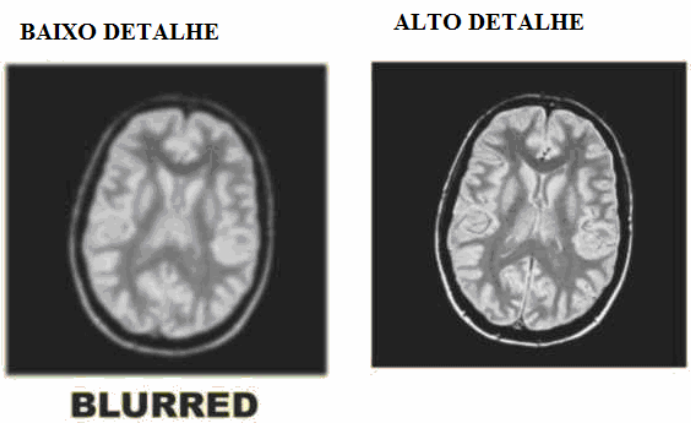


Figura 2.69 – Imagem ofuscada, borrada.

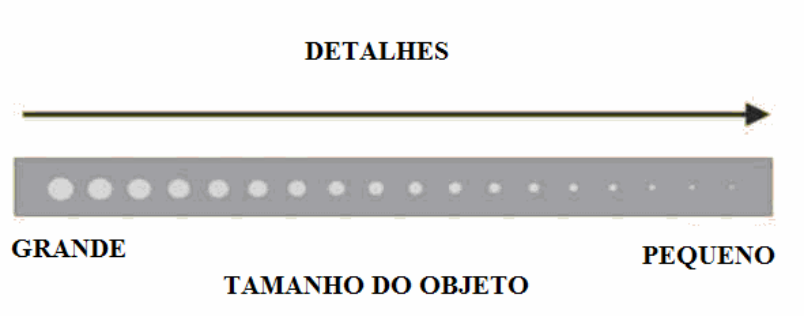


Figura 2.70 – Relação entre tamanho de objetos, detalhes e visibilidade.

O nível de ruído também é afetado pelos valores selecionados de alguns fatores de protocolos de imagem. E se ajustar um procedimento de imagem para reduzir ruído usualmente resulta em aumentar a exposição do paciente, ainda produz algum outro efeito adverso em uma das outras características da imagem, tal como o *blurring*.

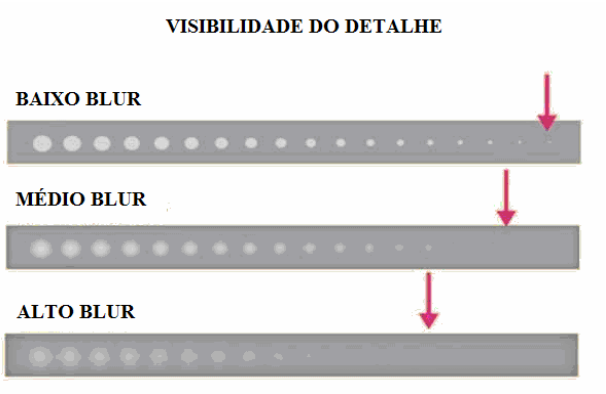


Figura 2.71 – Visibilidade do detalhe.

12. Efeito de Volume Parcial

Para criar uma imagem, o sistema de processamento de imagens necessita transformar a espessura do corte (que é um volume) em duas dimensões (imagem plana). O sistema atribui ao *pixel* um valor, que é a média dos valores de atenuação do tecido digitalizado em uma determinada espessura. Quanto maior a espessura de corte, maior a possibilidade da média dos valores de atenuação não corresponderem à realidade, particularmente em áreas com tecidos de natureza heterogênea. Este efeito é chamado de efeito de volume parcial (*Romans, 1995*). Cortes mais espessos favorecem a presença de tecidos heterogêneos num mesmo *voxel*.

Como o valor final da atenuação obtida é uma média, o tom de cinza do *pixel* acaba não representando nenhuma estrutura do *voxel* particularmente. Como se vê nas figuras 2.72 e 2.73 o efeito volume parcial pode ocorrer onde o objeto não preenche o plano de varredura, o que faz então que o número TC fique subestimado, ou ocorre quando um objeto fora de centro projeta parcialmente o objeto para dentro do plano de varredura.

Na figura 2.73 na fileira superior, 12 blocos representam tecidos de características diversas, medindo 1 mm cada, compondo uma massa heterogênea, abaixo temos a representação de *pixels* reproduzindo uma densidade média hipotética (o tom de cinza do *pixel* é determinado pela média dos tons de cinza individuais). Em A, o corte foi de 6 mm de espessura; em B e C, de 3 e 2 mm, respectivamente. Observe-se que, nos cortes mais finos, a densidade média final corresponde de forma mais aproximada às características do tecido. Assim, se o branco representasse uma fina

trabécula óssea, esta somente seria evidenciada no corte fino (assinalada pela seta vermelha) (*Meurer, 2002*).

Segundo Wegener (*Wegener, 1983*) o efeito de volume parcial pode se manifestar de duas formas:

- Qualitativamente: (a) distorção do contorno de bordas oblíquas no sentido do corte, o que acarreta em que estruturas dispostas obliquamente à situação espacial ortogonal do *voxel* ficam indefinidas, com imagem em tons variados de cinza; (b) pequenas fissuras não são representadas diretamente, apenas por uma alteração na densidade do *voxel*. *Voxels* grandes (cortes espessos) mascaram fissuras horizontais, e *pixels* grandes (matrizes grosseiras) mascaram fissuras verticais.
- Quantitativamente: fica adulterado o valor da densidade na mensuração efetuada em bordas de estruturas.

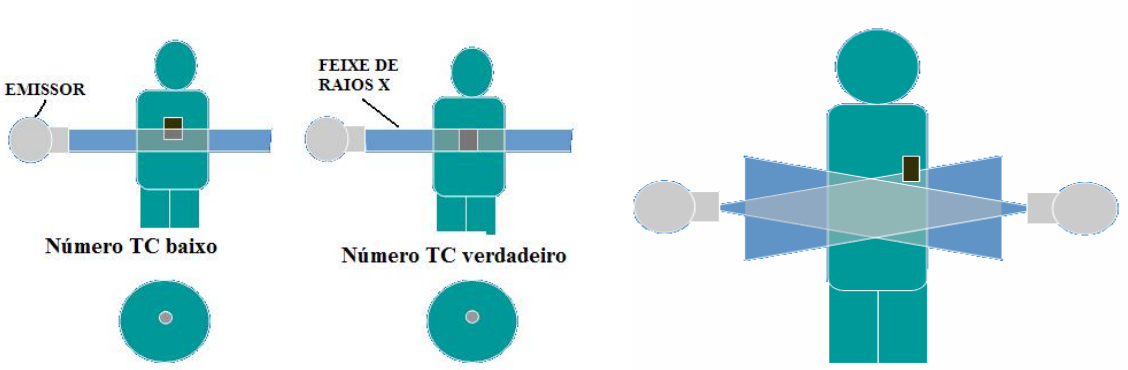


Figura 2.72 – Efeito volume parcial (*ImpactScan, 2005*).

O efeito de volume parcial pode ser reduzido utilizando-se matrizes amplas e cortes finos Na figura 2.74, em A, temos a representação de um objeto composto de tecidos de apenas duas diferentes densidades, e esta seria a imagem ideal deste objeto.

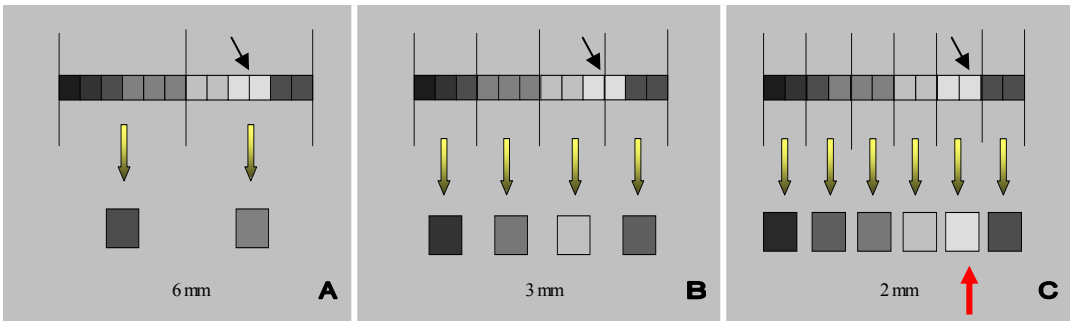


Figura 2.73 – Diagrama demonstrando como a espessura de corte interfere no efeito de volume parcial.

Em B, vemos os contornos distorcidos nas bordas das estruturas, o mascaramento de estruturas muito finas (assinaladas pelas setas vermelhas) e valores de densidade adulterados nas interfaces entre os tecidos (*Wegener, 1983*).

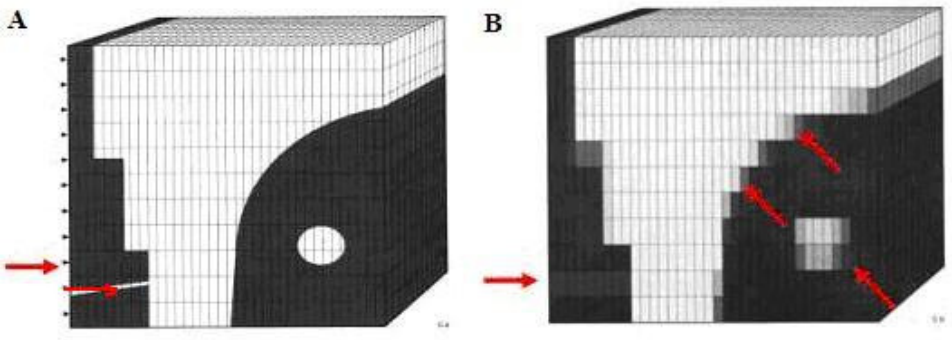


Figura 2.74 – Diagrama demonstrando o efeito de volume parcial.

Tem-se assim: Matrizes grandes e espessuras finas mantêm o efeito de volume parcial pequeno.

13. Kernel ou Filtro

Quando imagem é processada para aumentar ou realçar detalhes, o processamento também aumenta a visibilidade do ruído, portanto deve-se tomar cuidado quando da utilização de um filtro para um determinado objetivo, por causa do ruído da imagem. Diminuir a espessura da fatia (para melhorar o detalhe) requer um aumento da dose para manter o mesmo nível de ruído, e

quando a espessura da fatia é diminuída para melhorar detalhes da imagem, o nível de ruído aumentará por causa dos *voxels* menores, como já observado.

A filtragem é um procedimento matemático usado para convoluir perfis de atenuação e melhorar a conseqüente reconstrução da imagem da TC. Na maioria dos digitalizadores TC são disponíveis vários algoritmos de reconstrução, e a aparência e a características das imagens de TC dependem fortemente do algoritmo selecionado.

Partindo dos requerimentos clínicos, seria necessário selecionar um algoritmo de alta resolução, o qual fornece resolução espacial maior, para representação detalhada do osso e outras regiões de alto contraste natural, tais como parênquima pulmonar.

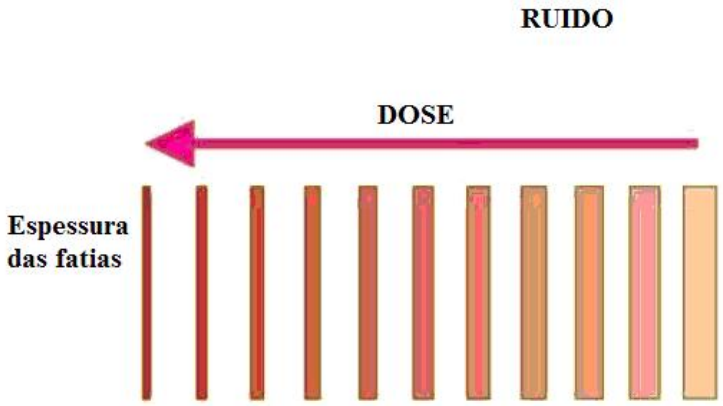


Figura 2.75 – Relação espessura de fatia e aumento de dose de radiação (*ImpactScan, 2005*).

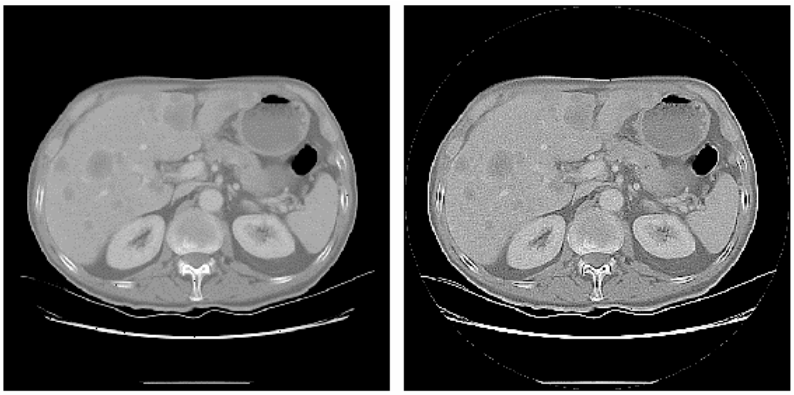
Neste caso seria melhor usar um filtro de convolução neutro – ou kernel – para a reconstrução de imagens, quando estas exigem a maioria das representações verdadeiras do limite das estruturas. Os filtros são conhecidos, por exemplo, como filtros Rampa ou Shepp-Logan, e são aqueles usados para digitalização do abdômen (*Spoor, 1993*).

Os filtros de realce de bordas, recomendados para aplicações do esqueleto em prática clínica, fornecem imagens que aparecem "onduladas", e o realce artificial do contraste da interface resulta em imprecisões, quando analisado quantitativamente (*Spoor, 1993*). Estes filtros são também referidos para kernel de ossos, cabeça e pescoço. Os filtros de suavização têm o efeito oposto dos de realce de bordas, e não seriam usados, mas acontece freqüentemente do

médico desejar a visualização de estruturas ósseas e tecido mole nas proximidades. Também outros filtros são utilizados.

14. Artefatos de imagem

Toda imagem TC contém artefatos que devem ser entendidos e manuseados quando da visualização dos dados. Estes artefatos são "estruturas" vistas na imagem, que não estão presentes no objeto digitalizado (*Romans, 1995*). São discrepâncias sistemáticas entre os números TC da imagem reconstruída e os coeficientes de atenuação verdadeiros do objeto.



Filtro smooth **Filtro sharp**

exemplo de variedade de filtros disponíveis indo do suavizador (tecido mole) a *sharp* (osso).

As origens dos artefatos podem ser vistas – de forma resumida – como:

- Baseados na física: por causa do endurecimento de feixe, do efeito volume parcial, da redução de fótons ou da sub-amostragem.
- Baseados no paciente: por causa de metais incrustados, de movimento do paciente ou de um campo de varredura inadequado.
- Baseado no digitalizador: por causa da sensibilidade do detector.
- E os artefatos helicoidais.

Há vários tipos de artefatos: listras, geralmente devido a uma inconsistência em uma única leitura; sombreamento, devido a um grupo de canais ou desvio gradual de vistas da medição verdadeira; distorção, devido à interpolação helicoidal.

14.1 Artefatos Helicoidais

Artefatos adicionais ocorrem na TC helicoidal devido ao processo de interpolação, isto é, são resultado da mudança de estrutura na direção Z, e estes artefatos são piores em altos valores de *pitch*. Para minimizar os artefatos helicoidais, estes oriundos da varredura helicoidal, alguns procedimentos devem ser tomados: reduzir efeitos de variações ao longo do eixo Z, usar *pitch* de 1 preferencialmente à um maior, utilizar um interpolador 180° de preferência a um 360°, e usar fatias finas. Nas figuras 2.77 e 2.78 temos artefatos de digitalizadores helicoidais, a aparência e severidade de artefatos dependem do *pitch* e do tipo de interpolador usado. Os artefatos de feixe em forma de cone (*cone beam*) são um problema potencial em grandes ângulos do cone e fatias estreitas.

14.2 Efeito do "*Cone Beam*"

Objetos fora do eixo são vistos por diferentes linhas de detectores para diferentes angulações do tubo, assim o registro errado dos dados leva à aparecer artefatos na imagem. Este efeito fica pior quanto mais largo for o ângulo do cone e mais fina a fatia, de modo que digitalizadores de 16 fatias são potencialmente mais afetados que os de 4 fatias.

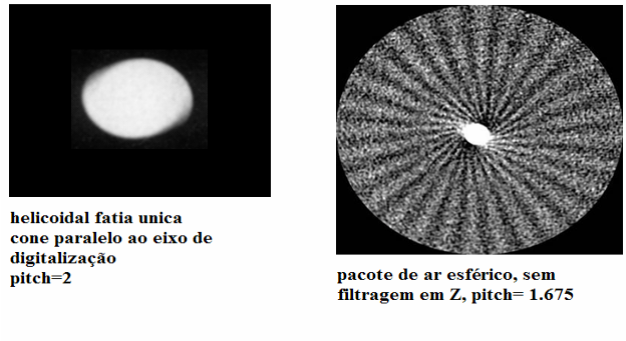


Figura 2.76 – Artefatos helicoidais (*Taguchi, 1998).*

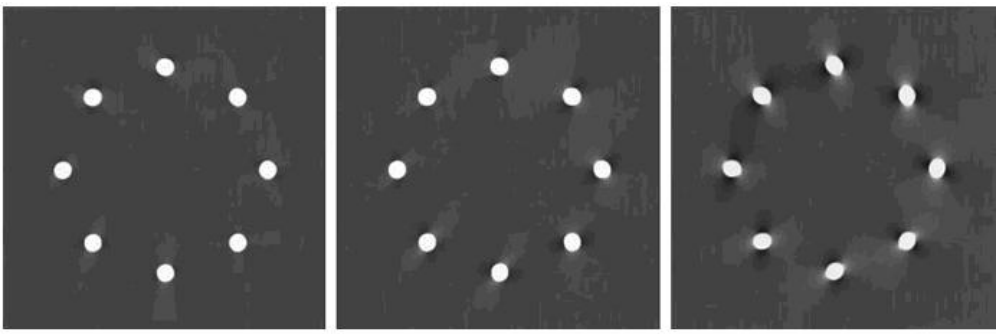


Figura 2.77 – Efeito da variação do *pitch* que causa artefatos aquisição em todas as imagens 4 x 2 mm (*Taguchi, 1998*).

14.3 Artefatos em Degraus

Estes artefatos aparecem devido à aquisição de fatias espessas e são reduzidos com a aquisição de fatias finas. O digitalizador helicoidal permite a reconstrução de fatias sobrepostas sem dose extra.

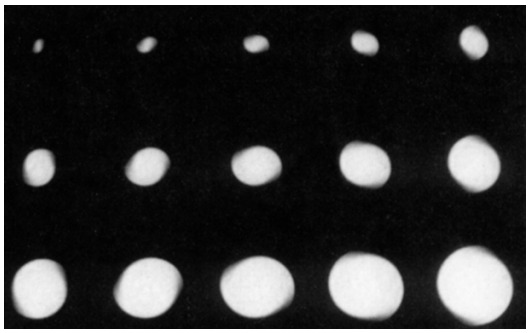


Figura 2.78 - Artefatos helicoidais, *pitch* = 2 (*Artefacts Spiral CT images and their relation to pitch and subject morphology, Witing, JE and Timmer, J. EJR 9(2) 1999*).

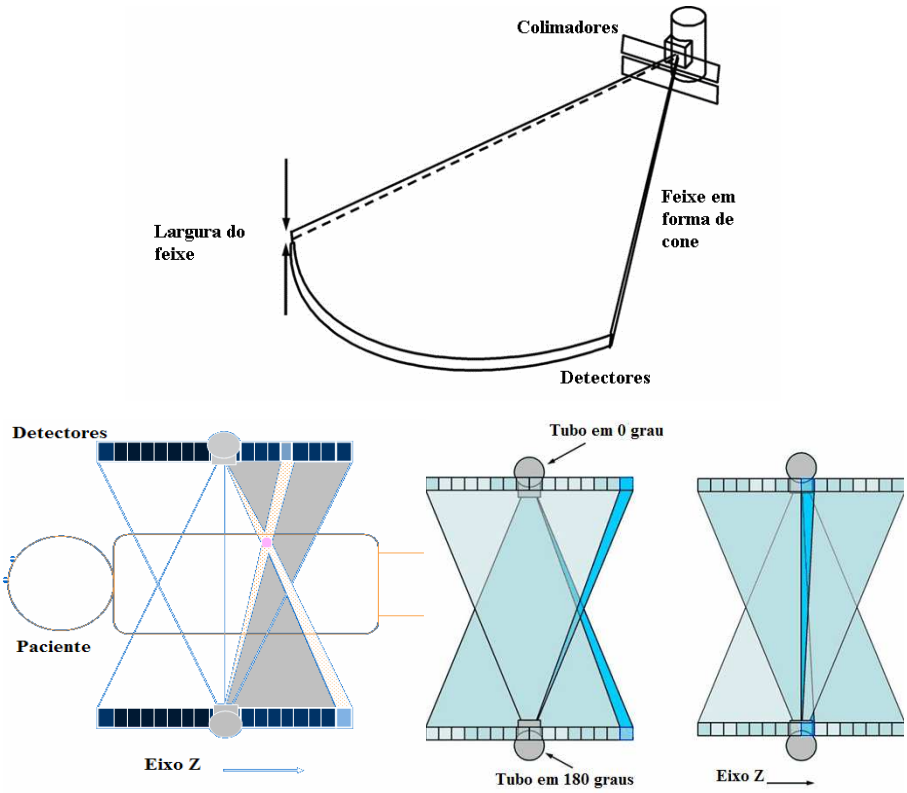


Figura 2.79 – Artefatos gerados devido ao efeito do *cone beam*.

14.4 Artefatos por Redução de Fótons

Partes de projeções individuais podem ter muito ruído devido à insuficiência de fótons passando através de uma parte muito larga do paciente. Quando as vistas são reconstruídas, o ruído magnificado resulta em listras.

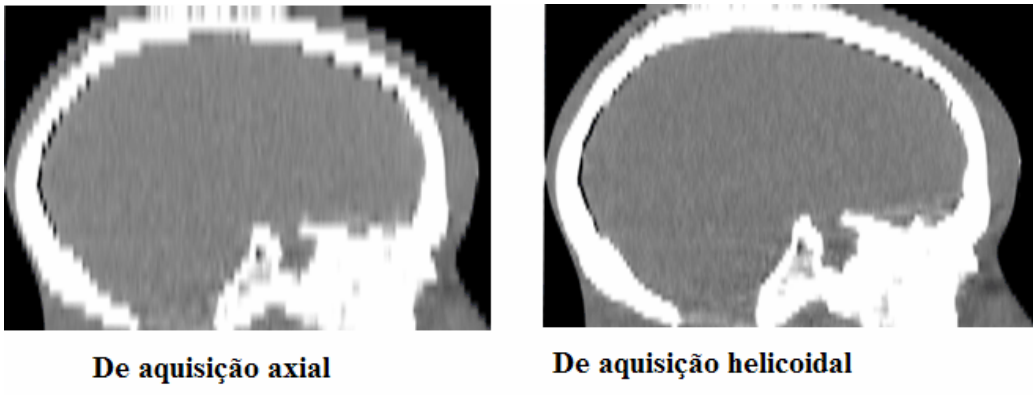


Figura 2.80 – Artefatos em forma de degraus.



Figura 2.81 – Artefato por redução de fótons

14.5 Outros Tipos de Artefatos

Enquanto se faz uma digitalização o movimento de pacientes gera uma variedade de ofuscações e obscurecimentos, e durante a reconstrução gera feixes de raios X muito "duros" (com alto kVp) e imagens heterogêneas (relacionadas à falhas de calibração do aparelho). Para minimizar estes artefatos de movimento precisa-se diminuir o tempo de varredura, ajudar na imobilização e no posicionamento do paciente, e alinhar-se a posição inicial do tubo à direção principal de movimento. Outros caminhos são fazer algumas varreduras e considerar a média de projeções repetidas ou ainda fazer correções por *software* especial, reduzindo a importância das fatias obtidas do inicio e do fim da varredura.

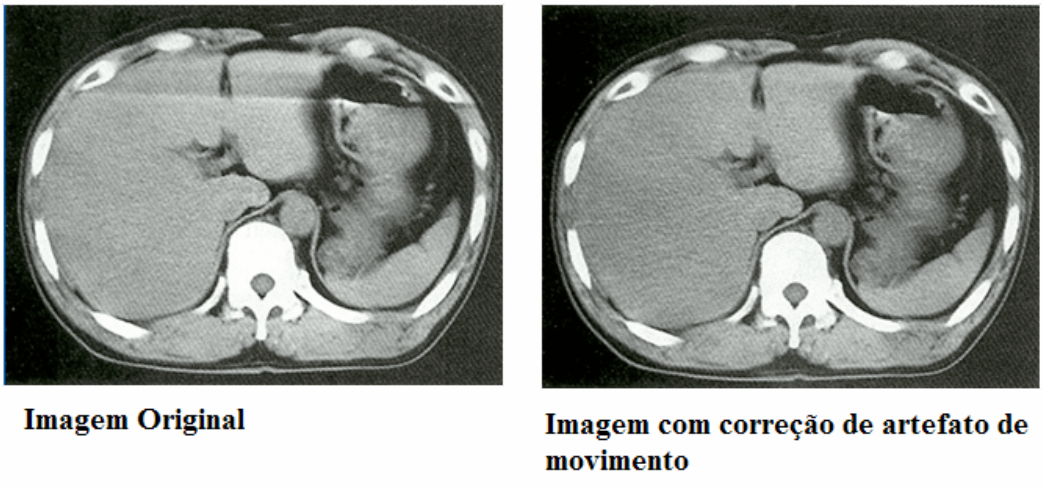


Figura 2.82 – Artefato de movimento na parte superior da imagem e posterior correção.

Há uma outra classe de artefatos que surgem do fato da TC ser uma modalidade de raio X. Objetos densos embutidos, encravados, tais como fixadores de dentes e preenchimentos, ou projéteis, fazem aparecer artefatos de sombras e listras. O mais comum é a filtragem parcial do feixe de raios X pelo tecido denso, tal como faz o osso, o que leva a mostrar aspereza, ligeiras sombras envolvendo características densas da imagem. Na visualização, artefatos mostrados como feixes irradiados podem causar a subestimação do volume de objetos densos, fazendo-os parecer menor do que eles são. Uma forma de evitar remover o artefato é ajustar a angulação do *gantry*, isto é, evitar preenchimentos do dente.

Uma das formas de melhorar o espalhamento dos raios em varias fatias na aquisição da imagem é fazer a digitalização conforme o plano mandibular, figura 2.86 à esquerda. Obedecendo ao plano mandibular, a área deformada será maior.

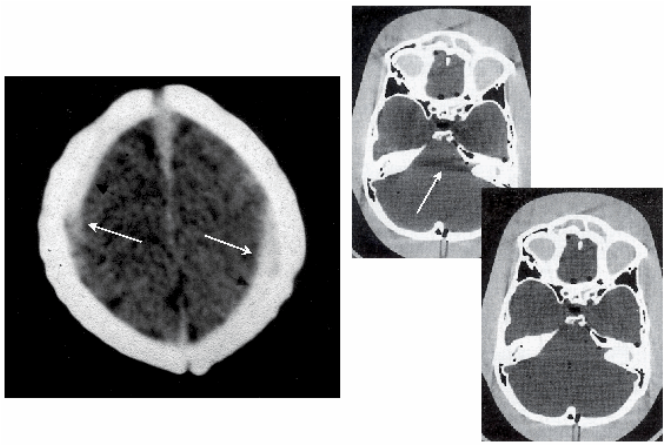


Figura 2.83 Artefato de sombreamento

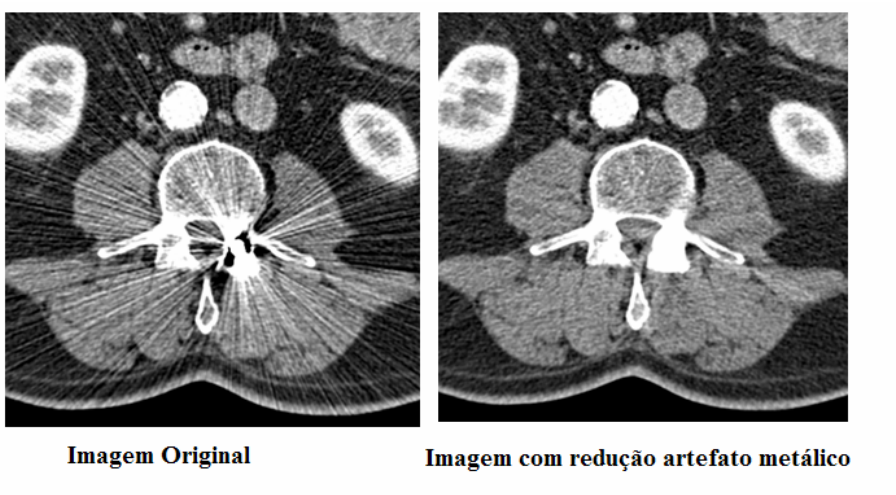


Figura 2-84 – Artefatos metálicos (Imagens *InVesalius*).

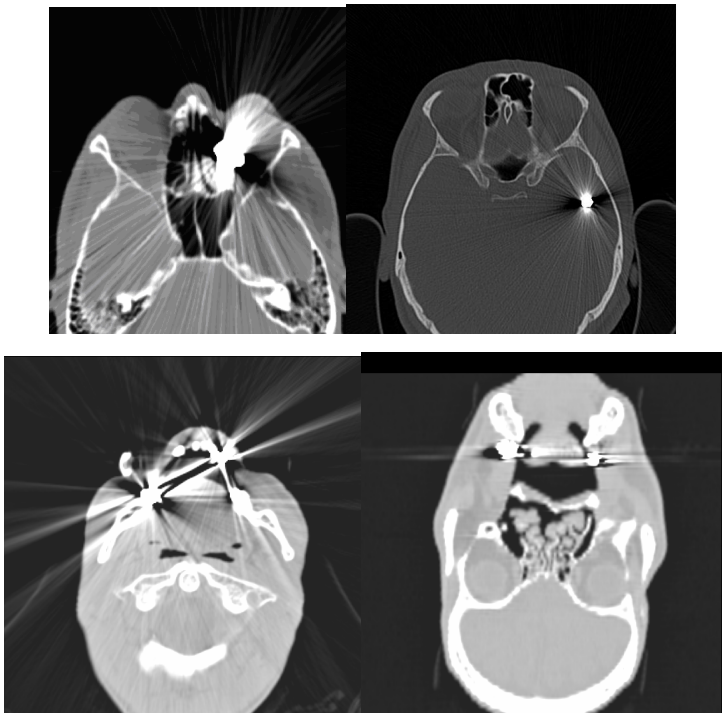


Figura 2.85 – Na primeira e segunda imagem vê-se ruído metálico interno ao tecido. No conjunto inferior vê-se artefato metálico e sua projeção nas outras orientações (Imagens *InVesalius*).

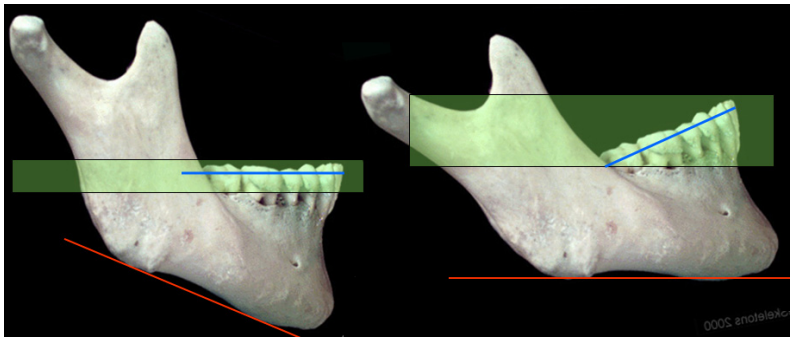


Figura 2.86 – O plano oclusão está na linha azul, o mandibular está na linha vermelha (*Meurer, 2005*).

Outra forma de amenizar os artefatos metálicos é fazer correções através de *software*, em uma variação da técnica de interpolação, usada para substituir valores fora de faixa no perfil.

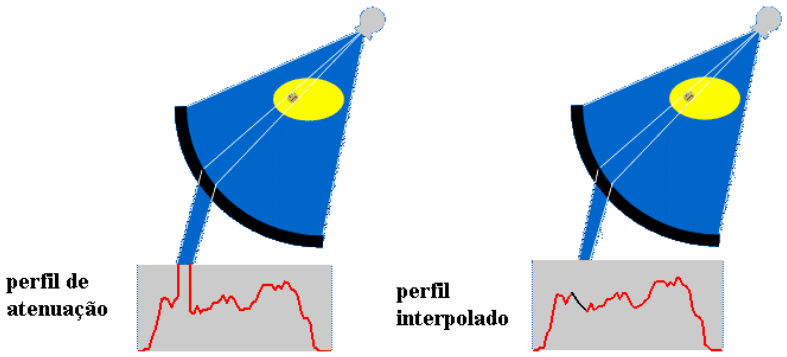


Figura 2.87 – Redução do artefato metálico por *software*.

Tem-se assim: Para minimizar os artefatos helicoidais podem-se reduzir os efeitos de variações ao longo do eixo Z, utilizando-se de *pitch* de 1 de preferência a um *pitch* maior, e utilizando fatias finas (que também reduzem os degraus na imagem). Os artefatos ficam piores em altos valores de *pitch*.

Para minimizar artefatos de movimento deve-se diminuir o tempo de varredura, ajudar na imobilização e posicionamento do paciente, e fazer o alinhamento da posição inicial do tubo com a direção principal de movimento.

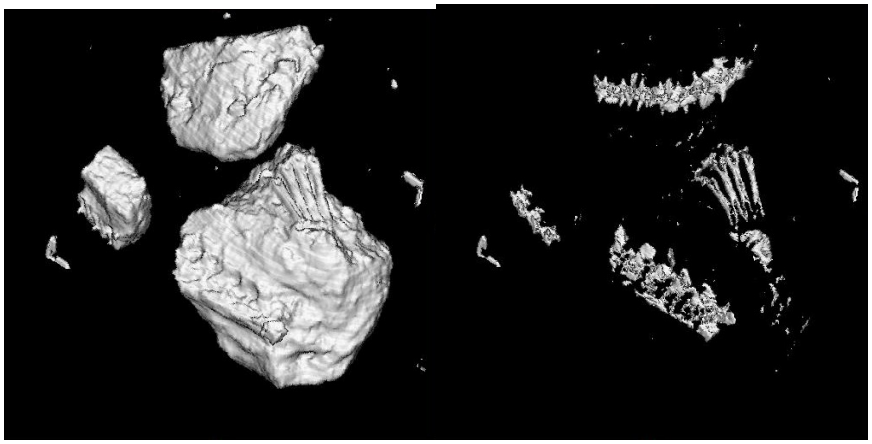
Para amenizar os artefatos metálicos, é possível utilizar filtros, via software, e também uma variação da técnica de interpolação, usada para substituir valores fora de faixa no perfil.

15. Excedentes na Escala do Número de TC

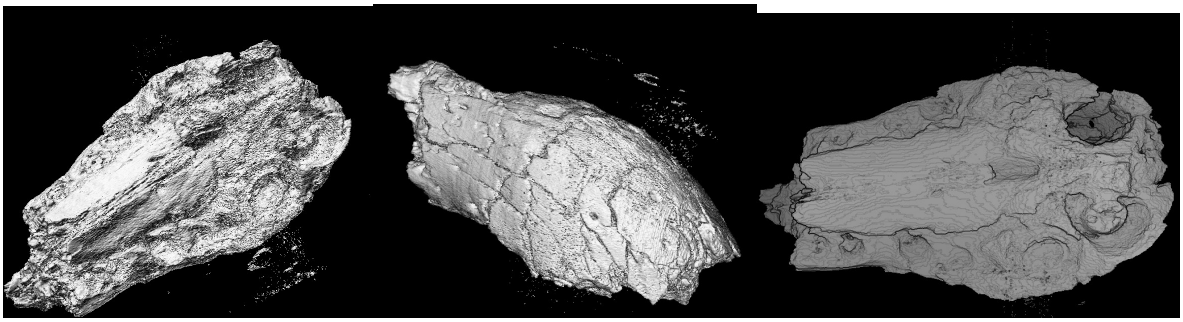
Em uma digitalização TC de materiais do tipo fósseis mineralizados com matriz preenchida feitas em digitalizadores médicos pode haver uma reduzida qualidade de imagem. A principal razão é que a densidade ou a massa total do fóssil estaria fora da faixa normal encontrada em pacientes para os quais o digitalizador foi projetado (*Zonneveld, 1985*). Ambos, os ossos fossilizados e a matriz sedimentar vizinha, possuem minerais com uma densidade maior que a faixa coberta pela faixa padrão de números TC dos digitalizadores. Para *Pixels* com o coeficiente de atenuação que excede o máximo da escala é atribuído o número de TC mais alto possível.

Acaba por aparecer nas imagens os artefatos, áreas brancas homogêneas nas quais nenhum detalhe é visível. Em digitalizadores antigos tais áreas são mostradas algumas vezes como preto, porque depois de alcançar o máximo a escala de TC cai para o menor valor (-1000 H = preto) e só então aumentaria novamente. Além do mascaramento de detalhes na área afetada, estes artefatos tendem a deformar o contorno da estrutura envolvida (*Spoor 1993*).

Alguns digitalizadores modernos são relativamente tolerantes, representando corretamente áreas com densidades bem acima do tradicional 3095 HU. Outros poucos têm a opção de selecionar uma escala de número TC estendido, assim podendo acomodar coeficientes de atenuação até dez vezes mais alta em relação à escala padrão (essa opção é usada na prática clínica para tratar com metal de preenchimento de dentes e juntas artificiais).



Tamanho de *pixel* 0.273438 x 0.273438 mm, espaçamento 1.0 mm.



Tamanho de *pixel* 0.285156 x 0.285156 x 0.8, crocodilo.

Figura 2.88 – Fósseis digitalizados e modelados – INT – Museu Nacional – fóssil e matriz rochosa (Imagens *InVesalius*).

A calibração do digitalizador para trabalhar com densidades particularmente altas é algumas vezes possível, mas somente com o suporte técnico das companhias e raramente factível em hospitais. Se artefatos obscurecem a morfologia sob investigação e o objeto ou fóssil não pode ser examinado em um digitalizador mais apropriado, seria interessante – um último recurso – salvar os dados *raw* para uma posterior reconstrução da imagem com uma escala de número de TC estendida.

16. Falha no Detector de Sinal

Quando se digitaliza um corpo com alta densidade e massa grande usando fatias finas (de 1 mm) uma quantidade insuficiente de raios X alcança os detectores. Esta falha de detecção do

sinal resulta em listras, raios, de alto ruído na direção da atenuação mais alta (artefatos de ruído congelado). Estes maiores níveis de ruídos na imagem ofuscam os detalhes, em particular aqueles com baixo contraste. Aumentando-se a espessura da fatia melhora-se a qualidade da imagem e os detalhes aparecem.

Esse problema é muito encontrado em crânios altamente mineralizados, em particular quando suas cavidades endocranianas são preenchidas com matriz. Isso afeta particularmente digitalizações de superfícies de seções transversais largas do objeto porque a severidade é diretamente dependente das distâncias atravessada pelos raios X. Se a falha de artefatos de sinal ocorre, mesmo usando a carga máxima do tubo de raios X (KV e mAs), a única opção é aumentar o sinal através do aumento da espessura da fatia, o que, inevitavelmente, reduz a resolução espacial. Assim, há um balanço entre níveis de ruído e resolução espacial, e o melhor compromisso somente pode ser encontrado experimentalmente. Quando forçosamente se aumenta a espessura da fatia é melhor manter o incremento de fatia originalmente intencionado.

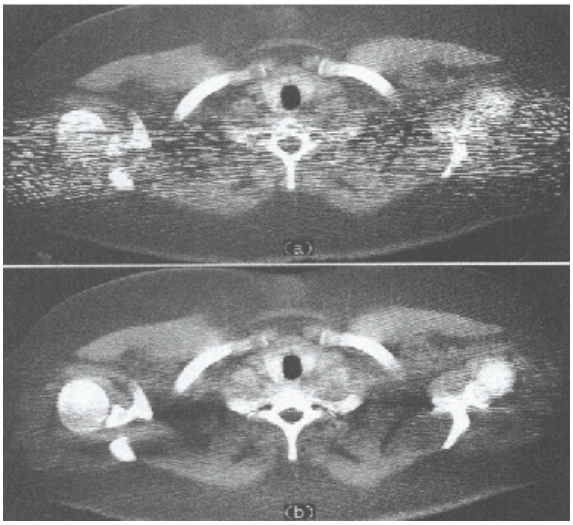


Figura 2.89 – Artefatos em forma de listras.

Algumas vezes é melhor digitalizar uma área morfológica que está severamente afetada em um digitalizador plano, e deve-se utilizar um plano diferente, menos afetado, e usar a pilha de imagens para reconstruir as imagens originalmente requeridas (veja-se reformatação múltiplanar abaixo). Por exemplo, uma digitalização transversal ao nível de osso petrificado de um crânio

fóssil poderia ter muito ruído e não revelar alguns detalhes do labirinto ósseo, porém digitalizações sagitais do osso petrificado, nas quais os raios X atravessam distâncias significativamente menores através do fóssil, darão resultados mais aceitáveis. Imagens transversais podem ser reconstruídas a partir de uma pilha de imagens sagitais, as quais mostram a estrutura do labirinto claramente, embora com uma resolução reduzida devido à discrepância entre a resolução espacial no plano e a espessura da fatia.

No trabalho pratico com os fosseis do Museu Nacional foi encontrada muita dificuldade na segmentação, principalmente porque não houve um planejamento da aquisição de dados, e que não foi adequado. Assim descobriu-se, como comentado alhures, que um protocolo de aquisição especial deve ser estudado.

17. Endurecimento do Feixe

O processo de reconstrução de imagens assume que a energia do feixe é constante para todos os voxels, mas, por exemplo, se um tecido de alta atenuação faz com que a distribuição de energia do feixe para os voxels subseqüentes seja mais restrita, já que somente os raios com mais energia passarão, o algoritmo de reconstrução precisa levar isto em conta. Isto é, a remoção progressiva dos raios X, mais branda ou mais atenuada (energia baixa do espectro) quando o feixe de raios X passa através do objeto, pois eles são mais prontamente atenuados. As radiações mais consistentes, mais penetrantes, resultam em baixos números TC. Todos os digitalizadores TC são calibrados para compensar o endurecimento do feixe esperado nos pacientes, e, assim, artefatos podem ocorrer quando a quantidade real de endurecimento do feixe é significativamente menor ou maior (*Joseph, 1981*).

Quando passam através do paciente, os raios X de baixa energia são atenuados por uma extensão maior que os de alta energia, então a forma do espectro fica mais inclinada em direção às energias altas, conforme figura 2.90. A atenuação do osso é maior que a do tecido mole, assim o osso causa mais endurecimento do feixe que um tecido mole de espessura equivalente. Para ossos petrosos na cabeça, por exemplo, quando artefatos semelhantes a uma teia de aranha

conectam dois ossos na imagem, algoritmos de correção de endurecimento de feixe corrigem o problema.

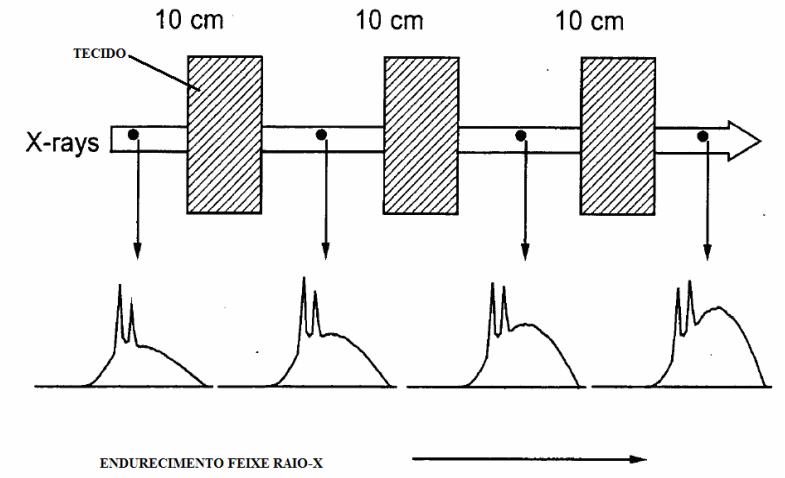


Figura 2.90 – Endurecimento do feixe.

18. Correção de Inclinação – Orientação do *Gantry*[31]

É definida como o ângulo entre o plano vertical e o plano contendo o tubo de raios X, o feixe de raios X e o conjunto de detectores. Seu valor normal fica na faixa de -25° e +25°. O grau é escolhido caso a caso, de acordo com o objetivo clinico. É também utilizado para reduzir a dose de radiação em órgãos ou tecidos sensíveis e para reduzir ou eliminar artefatos. Quando o plano de digitalização tem de ser ajustado é recomendável girar o objeto conforme o necessário, ao invés de se inclinar o *gantry*. Em uma série de digitalizações feitas com um *gantry* inclinado, a morfologia sistematicamente se deslocou de posição, quando de uma digitalização para outra. Isto causa confusão quando examinamos uma pilha de fatias e resulta em uma reconstrução tridimensional oblíqua, inclinada, em casos onde o software pode corrigir estas inclinações, e introduz imprecisão nas outras orientações.

31 O *Gantry* é um mecanismo de hardware mecânico que mantém os componentes de um sistema analógico. O *gantry* contém o tubo de raios X e um conjunto de detectores, fornecendo o movimento requerido para obter as medidas de projeção necessárias e torna possível inclinar o plano imagem. O *gantry* é projetado para fornecer rigidez adequada e rotação circular em torno de um eixo de rotação fixa, enquanto mantém o tubo e o detector em uma quantidade de vibração mínima.

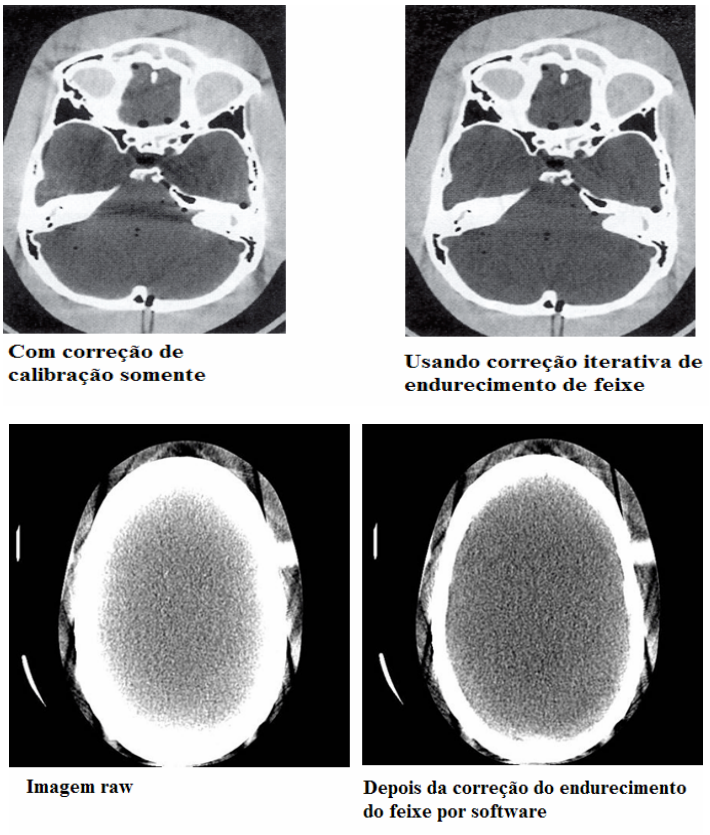


Figura 2.91 - Artefatos de endurecimento do feixe.

Em TC, *gantries* podem ser girados de modo a permitir ao usuário:

1. Minimizar os efeitos de volume parcial, selecionando o plano da fatia de tal modo que ele corte através da estrutura de interesse ortogonalmente.
2. Minimizar artefatos na digitalização do cérebro.
3. Alinhar o caminho preferido em uma biopsia guiada por agulha.
4. Planejar tratamento radioterápico.

Enquanto o *gantry* se inclina a mesa se move ao longo, na mesma direção. Com o gantry inclinado o plano de digitalização não é ortogonal ao plano imagem. Assim em vez de rotacionar a serie de imagens a operação de inclinação afunila a pilha de imagens. Isto acarreta uma simples consideração geométrica, que pode ser facilmente corrigida durante a manipulação subseqüente das imagens (reformatação sagital/coronal, modelos sólidos, distribuição de dose radioterápica fora de eixo). Este é um artefato menor para a maioria dos procedimentos de diagnósticos. A

figura 2.93 mostra na orientação sagital (centro) uma forte inclinação da parte superior em relação a inferior, nas outras orientações não se percebe a inclinação da imagem.

Em TC convencional, a velocidade da mesa e a inclinação estão ausentes. Em TC helicoidal, eles são inter-relacionados, ou seja, não podem ser analisados isoladamente. Por exemplo, uma inclinação e alimentação da mesa (mm) em uma rotação relativa para colimação[32] (espessura da fatia e separação entre elas) (*Rehani, 2000*).

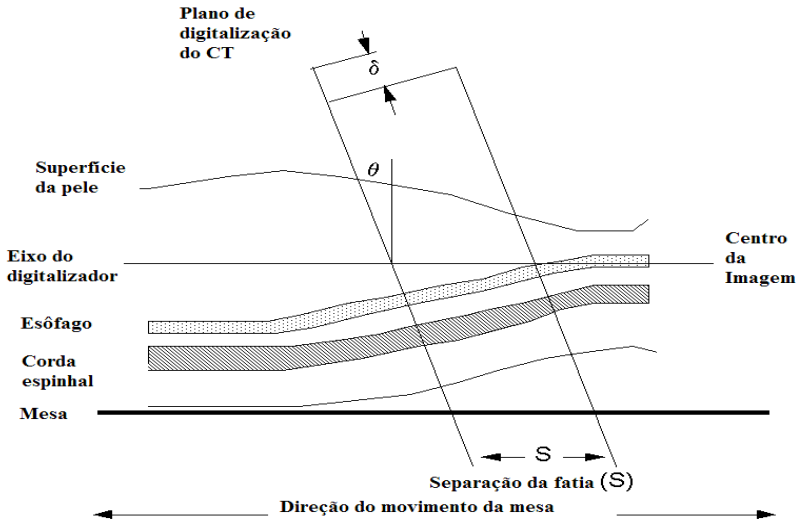


Figura 2.92 - O erro é calculado como uma função do ângulo de giro e da separação da fatia. Observe que a separação ortogonal da fatia não é a mesma da separação da fatia.

[32] Exemplo: Se a inclinação é tomada como 1, ela pode ser encontrada por 10 mm/rotação para colimação 10 mm. Se o tempo de rotação é de 1 segundo para 360 graus, a velocidade da mesa é 10 mm/seg. Ao alterar a colimação para 5 mm sem mudar a velocidade da mesa, a inclinação (pitch) torna-se 2. Se a inclinação tiver de ser mantida em 1, a velocidade da mesa tem de ser ajustada para 5 mm/seg.

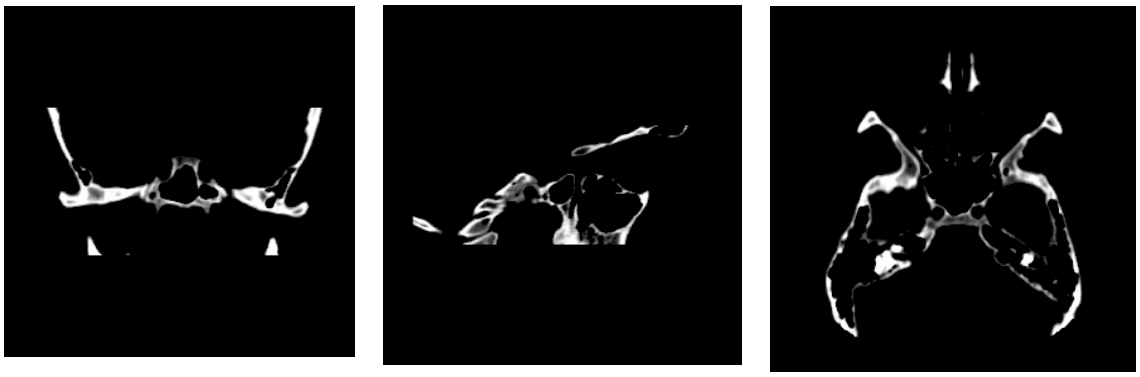


Figura 2.93 – Efeito da inclinação do *gantry* na imagem (Imagens *InVesalius*).

Mudanças na inclinação têm diferentes efeitos na qualidade da imagem em diferentes situações. Do ponto de vista de qualidade da imagem, prefere-se uma grande inclinação com colimação de feixe estreito. Mas a situação é diferente para nódulos pulmonares pequenos, os quais requerem seções finas (baixa colimação) e onde uma inclinação grande poderia afetar a detectabilidade. Mantendo uma inclinação de 1 enquanto se está usando seções finas resultam em altas doses de radiação (*Rehani, 2000*).

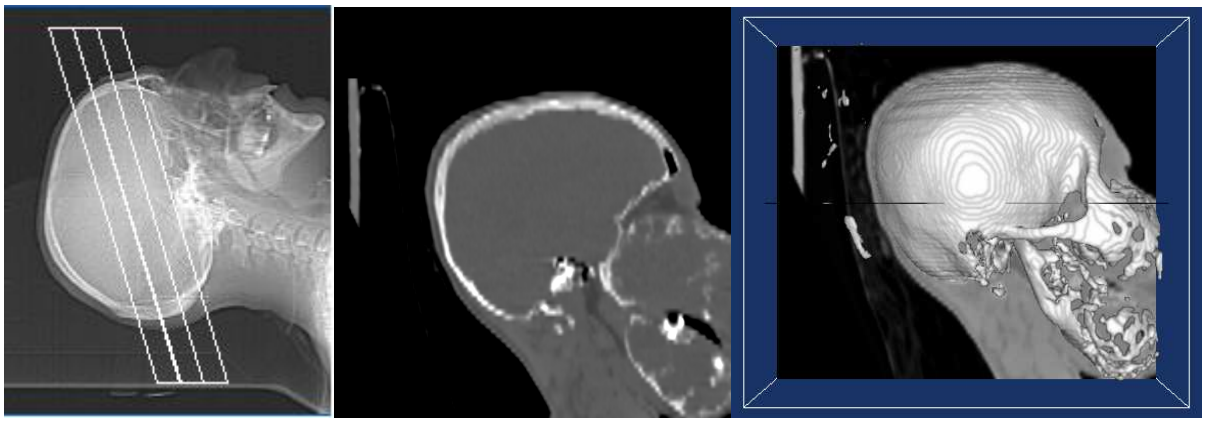


Figura 2.94 – Imagem e volume 3D sem correção de inclinação. Inclinação de -25.0 graus, matriz de 340 x 340, tamanho de pixel de 0.7343 x 0.7343 x 2.9, espessura 3.2, 72 fatias (Imagens *InVesalius*).

Há dois caminhos pelos quais a inclinação pode ser aumentada:

- Aumentar a velocidade da mesa para uma dada colimação – portanto a inclinação alta é associada com uma dose de radiação menor devido ao tempo baixo de efetiva

exposição, e predicabilidade de detecção diminuída de lesões como os pequenos nódulos pulmonares.

- Diminuir a colimação para uma dada velocidade da mesa – o que resulta em tempo de digitalização não alterável, dose de radiação diminuída, relação sinal ruído diminuída, e dependendo da relação sinal ruído, detecção potencialmente superior dos nódulos.

O *InVesalius* identifica se a aquisição da imagem foi feita com gantry tilt através de um parâmetro do cabeçalho do arquivo DICOM. A seguir o software corrige a imagem através de transformação de coordenadas de planos para uma posição axial. Esta transformação é numérica e, portanto inclui erros.

Tem-se assim: Não é aconselhável usar a inclinação do gantry.

19. Ruído

O ruído no *pixel* ou na imagem é produzido pela variação aleatória ou diferença no número de fótons de um *voxel* para outro – desvio padrão dos números TC sobre uma região de interesse de substância homogênea. Há vários fatores de protocolos ajustáveis que tem efeito no ruído da imagem, assim, reduzindo-se o tamanho do *voxel* (para aumentar os detalhes) aumenta-se o ruído, porque poucos fótons são absorvidos ou capturados em cada *voxel*. Isto está diretamente relacionado à dose no tecido. Reduzindo-se a dose aumenta-se o ruído. O ruído TC é geralmente reduzido aumentando-se a voltagem do tubo, a corrente ou mesmo o tempo de varredura, mantendo-se todos os outros parâmetros constantes.

Ele também é reduzido aumentando-se o tamanho do *voxel* (isto é, diminuindo o tamanho da matriz, aumentando FOV, ou aumentando espessura da seção). Lembrando-se que uma redução na espessura da fatia requer um aumento proporcional na dose, que o ruído típico de um TC moderno é aproximadamente 3 HU (isto é, 0.3% de diferença no coeficiente de atenuação) e que em técnica fixa, pacientes pequenos transmitem mais radiação e assim o ruído será reduzido.

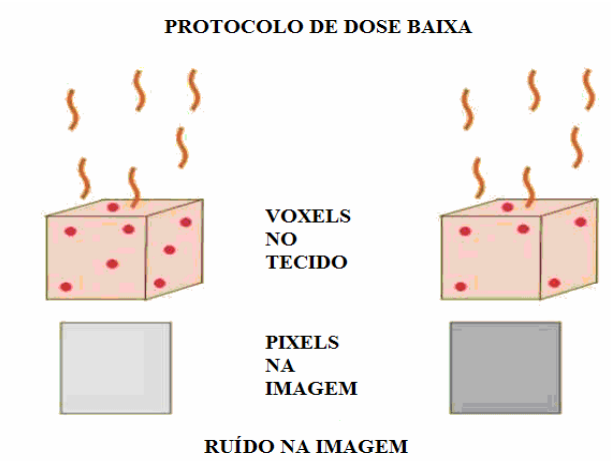


Figura 2.95 – Ruído na imagem de acordo com fótons absorvidos pelo objeto.

O ruído aumenta com a redução do número de fótons observados, e, portanto aumenta com pacientes mais espessos, e quando o feixe atravessa materiais muito opacos, como próteses. O ruído também é afetado pelo uso de filtros de reconstrução. O ruído na imagem diminui com o uso de um kernel de convolução ligeiramente achatado, com redução simultânea da resolução espacial e um aumento na resolução de baixo contraste. O problema médico e a correspondente qualidade da imagem requerida determinam qual nível de ruído na imagem e qual dose do paciente são razoavelmente praticáveis.

Como já visto, o contraste de uma imagem é a amplitude das variações dos níveis de cinza de uma imagem. Uma estrutura só será detectada se seu contraste com o meio for maior do que 3 a 5 vezes o ruído, e quanto maior for a estrutura, melhor é a resolução em contraste. Uma estrutura de 10 mm de diâmetro pode ser detectada – com diferenças de números TC de 4 ou 5 – aproximadamente 10 vezes melhor do que com filme, devido ao menor tamanho do feixe.

Os valores digitalizados podem ser manipulados de várias formas antes de serem apresentados na tela. Como o olho humano só consegue notar aproximadamente 32 níveis distintos de cinza em um monitor, os valores de intensidade podem ser re-escalonados – ou re-mapeados, ou filtrados com filtros específicos – para aperfeiçoar-se os valores de contraste e brilho dos tecidos e das áreas de interesse. Pode-se também subtrair um valor constante de todos os *pixels* para aumentar o contraste, principalmente o ruído médio da imagem, ou também

calcular a imagem média de várias exposições armazenadas no computador, *pixel* a *pixel*. Desta maneira, o sinal em cada *pixel* de cada imagem se adiciona, mas o ruído, que varia aleatoriamente, se cancela. Logo, a razão sinal/ruído aumenta com o número de imagens adicionadas. Naturalmente este processo depende da imobilidade do paciente durante as várias exposições.

Uma técnica de redução de ruído chamada de filtro de baixa banda consiste em adicionar uma porção do valor dos 8 *pixels* adjacentes e tomar a média. Este filtro diminui o ruído, mas também a resolução. Pequenas áreas claras ou escuras são removidas – sejam elas devido ao ruído ou devido ao sinal – deixando as imagens dos objetos maiores. Um filtro de alta banda, ou realce de borda pode ser usado para reduzir o efeito de ofuscamento. Quando o valor de um *pixel* muda em uma borda, seu gradiente é aumentando matematicamente, desta maneira aumenta-se o contraste da estrutura além de aumentar o ruído.

Tem-se assim: o ruído TC é reduzido aumentando a voltagem do tubo, a corrente ou o tempo de varredura, mantendo-se todos os outros parâmetros constantes.

Reduzindo-se o tamanho do *voxel* (para aumentar os detalhes) ou reduzindo-se a dose, aumenta-se o ruído, porque poucos fótons são absorvidos ou capturados em cada *voxel*.

20. Regras de Corrente (mA e mAs)

Modernos TC são capazes de modular a corrente (mA) durante a digitalização. A racionalidade por trás desta técnica é que ela utiliza poucos fótons (mA baixo) para penetrar tecidos finos, e mais fótons raios X (mA alto) para penetrar tecidos espessos. Assim a dose pode ser reduzida. O ajuste de mAs representa o número de fótons do raios X em um tempo de exposição definido e a intensidade é diretamente proporcional para um dado mA e para um dado digitalizador. Reduzir à metade a mA significa reduzir à metade a dose de radiação. A tendência em todos os desenvolvimentos em TC tem sido minimizar o tempo de digitalização.

O parâmetro mAs é o mais importante fator para gerenciar a dose do paciente e deve variar com o tamanho do paciente e a parte do corpo. Reduzir a mAs reduz a dose mas reduz a durabilidade de vida do tubo. Quando se adquire uma imagem em segundos ou frações de segundos, é necessária uma alta intensidade de raios X, e para valores fixos de mAs, diminuir tempo de exposição significa proporcionalmente aumentar a corrente do tubo (mA). Outro fator que contribui para alta dose de radiação é a demanda por alta resolução espacial, levando a usar seções finas que necessitam de altas intensidades de feixe de raios X, de modo a manter baixo ruído. Na rotação do *gantry* o mA é reduzido e a digitalização helicoidal pode ser apresentada por longos períodos com maior cobertura física.

Por outro lado a redução de mA leva a um aumento no ruído e assim uma possível degradação na qualidade da imagem. É boa pratica fazer um balanço entre qualidade de imagem e dose, ainda que esta degradação na qualidade não seja significativa em situações de alto contraste. No corpo, há algumas estruturas de alto contraste, como o tórax e pélvis onde o contraste entre estruturas ósseas e tecidos, ou ar, é alto. Em tais situações, uma significativa diminuição em mA é possível e mantém aceitável a qualidade da imagem.

Sempre que o objetivo é reproduzir tecidos ósseos, a redução do mAs durante a aquisição permite diminuir efeitos radiológicos sem a perda da informação diagnóstica. Entretanto, parâmetros muito reduzidos do mAs podem produzir artefatos, devido principalmente à baixa qualidade da radiação que alcança os detectores, o que compromete a qualidade da imagem.

Tem-se assim: A corrente do tubo, por tempo de varredura (mAs), deve ter um valor um pouco alto para se ter uma boa resolução de contraste e menos ruído.

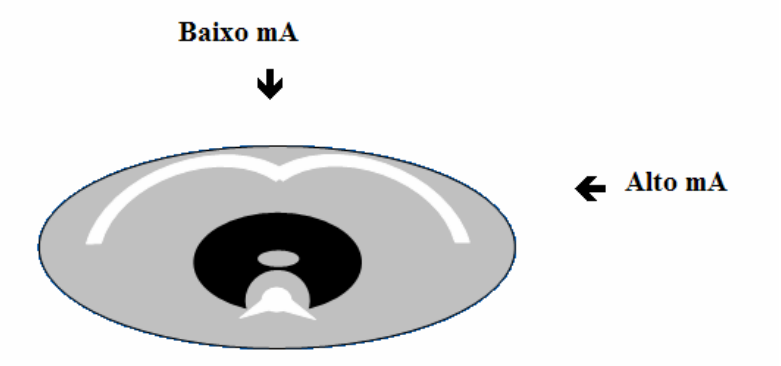


Figura 2.96 - Evitando modulação mA, permite-se um aumento no fluxo do fóton através de partes mais largas sem dose desnecessária através de partes estreitas.

21. Fator KVp

O fator kVp não somente controla o contraste da imagem mas também a quantidade de penetração do feixe de raios X quando ele atravessa o paciente.

Tabela 2-3: Influencia da voltagem nos parâmetros de qualidade da imagem.

Parâmetro	80 kV	120 kV	140 kV
Contraste da imagem	Melhor	Intermediário	Pobre
Ruído	Muito	Médio	Pouco
Penetração	Pouco	Médio	Muito
Dose ao paciente por mAs	Baixa	Intermediaria	alta

Tem-se assim: Raios X de alta energia ou kV, com curto comprimento de onda, penetram materiais com mais facilidade. Todos os comprimentos de onda presentes no feixe de baixo kV estão presentes no alto kV e em intensidade muito maior (a intensidade total do feixe aumenta).

22. Arquivamento

Imagens digitais devem ser salvas em forma digital (CD, DVD e, temporariamente em disco rígido), e podem ser impressas em película, até que a pratica a torne menos necessária, mas esta é inútil para reconstrução e modelagem 3D. Salvar imagens com compressão de dados também deve ser evitado, pois isso pode causar problemas quando elas vão ser lidas com outros *softwares*, diferentes do da marca do digitalizador. O formato DICOM atende à compressão de imagens e além do mais, a compressão de dados via redução no tamanho da matriz, por exemplo, de 512 x 512 pixels para 256 x 256 pixels, ou a redução da profundidade de *pixel*, por exemplo, de 4096 (12 *bits*) para o 256 (8 *bits*), resultam em uma perda de resolução espacial e de contrastes, respectivamente. Salvar no formato *raw* é necessário quando reconstruções adicionais serão requeridas no futuro.

Quando se vai fazer a gravação dos dados DICOM adquiridos em um CD para enviá-lo para reconstrução 3D aparecem muitos procedimentos que dificultam a modelagem em um software, e que poderiam ser melhorados. Dentre os principais erros estão a falta, ou preenchimento incorreto, dos campos de localização de fatia, do número da imagem, do número da aquisição, dos parâmetros utilizados para ordenar as fatias (ver apêndice DICOM), a colocação da fatia de referência no mesmo diretório das fatias de imagens quase sempre seguindo a mesma numeração de arquivos DICOM. Acontece de se obter uma imagem de referência, adquirir um conjunto de imagens, obter outra imagem de referência, e adquirir o conjunto restante.

Outra coisa que acontece muito é a aquisição de um conjunto de imagens. Aplica-se um determinado filtro, e se salva este conjunto juntamente com o anterior e o que acontece é que os outros parâmetros de posição de fatia, número de aquisição e outros permanecem o mesmo, mas os números dos arquivos DICOM trabalham seqüencialmente. Depois, quando se abrir as imagens, tem-se de 2 a 3 imagens na mesma posição. Isto também acontece com FOV diferente na mesma seqüência, tira-se duas seqüências de imagens mas coloca-se num mesmo diretório e numa mesma série.

A figura 2.97 veio dentro de um diretório com um conjunto de arquivos imagem DICOM. Quando da leitura no *software* foram detectadas 8 séries, e quando as séries foram separadas, resultou em uma imagem como esta. Através de um trabalho manual separou-se as imagens da maior série e montou-se a imagem certa.

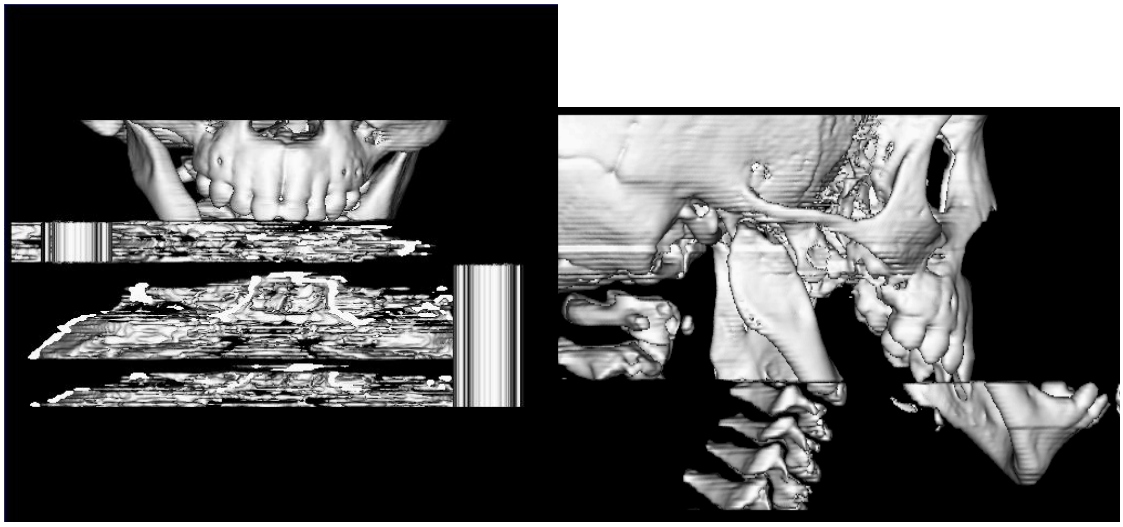


Figura 2.97 – Erros na gravação de imagens DICOM matriz 512 x 512, *pixels* de 0.263672 x 0.263672 x 1.0. (Imagens *InVesalius*).

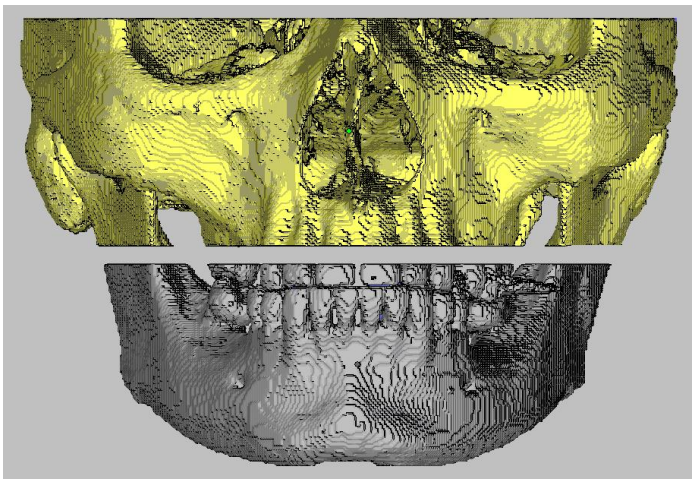


Figura 2.8 – Erros na gravação de imagens DICOM – artefato de movimento - matriz de 512 x 512, *pixels* de tamanho 0.5 x 0.5 x 1.0. (Imagens *InVesalius*).

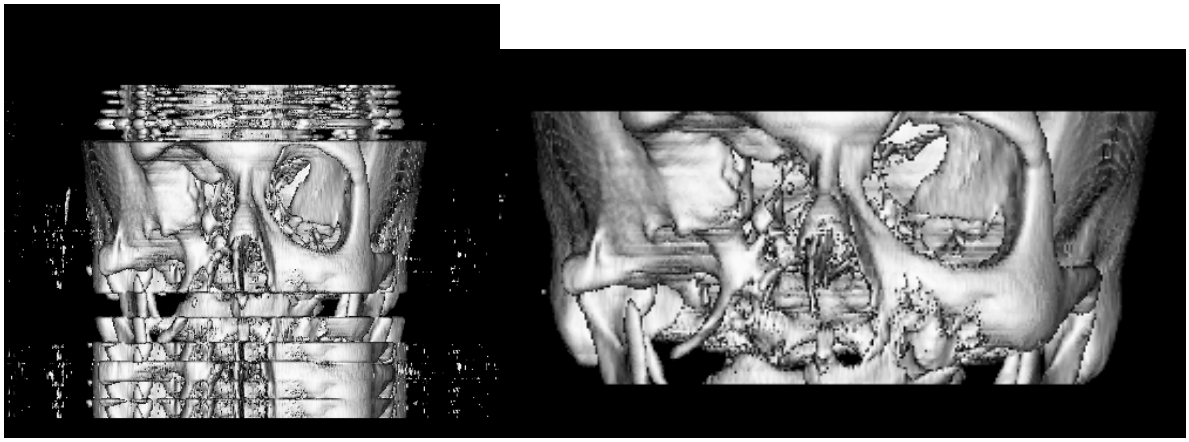


Figura 2.99 – Erros de gravação de imagem, *pixels* de tamanho 0.488281 x 0.488281, espessura de 1.00000000002, matriz 512 x 512 (Imagens *InVesalius*).

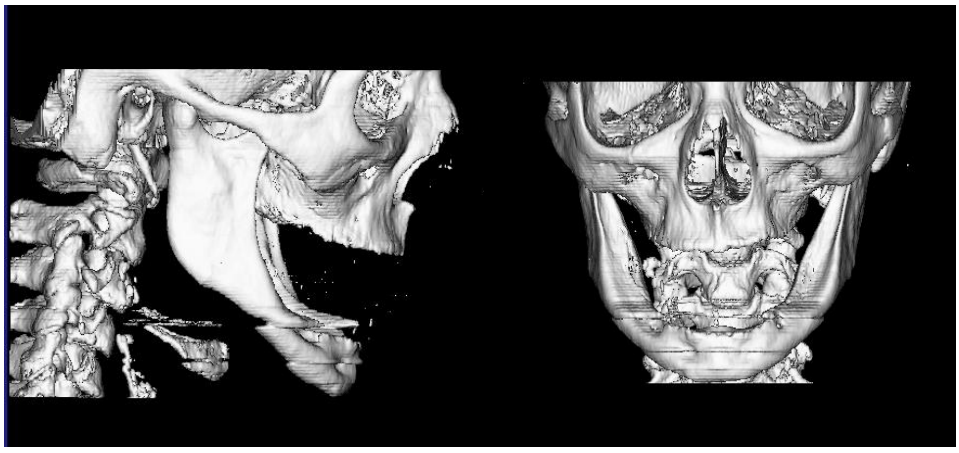


Figura 2.100 - Artefato de movimento. (Imagens *InVesalius*).

Na figura 2.98, no mesmo diretório em um único conjunto de imagens, vieram 2 séries, uma com mandíbula e outra com maxila, apesar do pedido do cirurgião ter sido um só modelo. As partes foram modeladas, mas devido a deslocamentos do paciente não foi possível juntá-las no CAD. Na figura 2.99, vieram 5 séries em um mesmo conjunto de imagens DICOM, que numa primeira montagem resultou na imagem da esquerda, e num segundo arranjo, manual, resultou na imagem da direita. Na figura 2.100, veio um diretório com uma única série, com 2 aquisições, e uma delas com inclinação de 18 graus. Área de interesse é a mandíbula e a reconstrução tridimensional exigiu manipulações manuais da imagem e correção de inclinação.

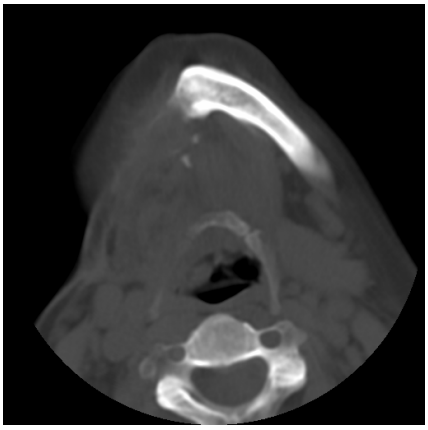


Figura 2.101 – O conjunto de imagens foi gravado de forma invertida. A lesão mostrada aqui está do lado esquerdo, mas a real é no lado direito.

2-10 Exemplo de Parâmetros de Aquisição de um TC

Parâmetros de Aquisição de um TC:

Potencial do tubo - 80 a 140 kV.

Voltagem entre o filamento (cátodo) e anodo.

Alto potencial acelera mais os elétrons, os raios X têm mais energia.

Corrente do tubo - 20 a 500 mA.

Corrente fluindo através do filamento do tubo.

Grandes correntes produzem mais elétrons, e maior intensidade do feixe de raio X.

Tempo de varredura 0.5 a 4 seg.

Tempo tomado para o tubo e detectores apresentarem rotação completa.

Grandes tempos de varredura aumentam contagem total de raios X.

Colimação/largura da fatia 0.5 a 10 mm.

Largura da fatia ao longo do eixo Z.

Filtragem do feixe

Usualmente diferentes filtros de feixe, otimizados para exames de cabeça e corpo.

Pitch helicoidal 0.5 a 2.

Parâmetros de reconstrução:

Campo de visão de reconstrução - 10-50 cm.

Tamanho total da imagem na direção x e y.

Matriz de reconstrução 512 x 512.

Dependência dos parâmetros de varredura:
Taxa do tempo de varredura/amostragem:

Amostragem rápida, requerida para rápida rotação do tubo para evitar sub-amostragem.
Tamanho *spot* focal:

Pequeno *spot* focal reduz largura do detector efetiva.

Foco pequeno frequentemente restringido por mA ou seleção espessura.

Dependência dos parâmetros reconstrução:
Filtro de reconstrução:

Kernel convolução limita resolução.

Resolução precisa ser balanceada com ruído tamanho *pixel*.

Pode ser fator limitante na resolução – não pode resolver detalhes menores que 1 *pixel*, é limitado pelo campo de visão de reconstrução, limitado pela matriz de reconstrução, isto é, matriz de 512 x 512, 30 cm de FOV, tamanho de *pixel* 0.6 mm que limita a resolução à 8.3 linhas por centímetro.

No apêndice VI apresenta-se um documento muito interessante de Bongartz (Bongartz) que propõe critérios de qualidade para aquisição de imagem, destacando o que se deve ver numa imagem de TC e alguns parâmetros adequados para atingir esta qualidade. Estes servem como um exemplo da prática clínica atual.

2-11 Tecnologia de Imagem Médica

A maioria dos processos de visualização médica envolve a exibição de dados adquiridos diretamente de um paciente. O radiologista é treinado por longos anos – com educação teórica e na prática – para ler apresentações relativamente simples de dados brutos. Parece-nos que a chave para melhorar o diagnóstico é um cuidadoso ofício de aquisição, aplicando a física da radiologia para maximizar o contraste entre tecidos relevantes e suprimir ruídos, e suprimir os ofuscamentos dispersão/espalhamento que poderiam obscurecer os objetos de interesse. E isto não é menos verdade para a visualização mais complexa, que incorpora *rendering* 3D ou projeções de volume, pois melhorar a qualidade dos dados adquiridos fundamentalmente afetará para melhor a qualidade da visualização resultante (*Yoo, 2004*).

Para criar ferramentas de visualização médica efetivas, engenheiros de computação requerem um entendimento fundamental das fontes de dados de imagem, da tecnologia envolvida, e dos princípios físicos dos quais os valores da imagem são derivados. Como visto nos itens analisados acima, o radiologista e o técnico em radiologia são partes essenciais no processo proposto por este trabalho, de modelagem virtual e física de estruturas anatômicas do corpo humano. Tanto o médico que participa deste processo, quanto o modelador ou projetista do modelo físico, têm que manter um contato freqüente e próximo com o radiologista.

Tendo em mente estes pressupostos na aquisição da imagem, esta estaria pronta para ser analisada em um computador com um *software* de visualização e segmentação tridimensional, auxiliando o cirurgião no diagnóstico. Porém, como vimos, o trabalho e a utilização adequada desta estrutura têm alguns pontos que devem ser cuidadosamente analisados para que a fidelidade da imagem não seja comprometida. Com o imenso número de novas técnicas de imagem e métodos, logo disponíveis para melhorar o diagnóstico do paciente, o desafio para o médico é decidir qual modalidade de imagem particular irá utilizar, na função da produção de informação/diagnóstico versus analise custo beneficio e riscos. Para tomar esta decisão, médicos precisam ter conhecimento do trabalho da tecnologia, bem como suas capacidades. Desta perspectiva, imagem e seus tópicos relacionados necessitam ser incluídos na educação continuada dos profissionais, bem como no currículo educacional (*Mah, 2003*).

Não se deve superestimar a velocidade de adoção de técnicas tridimensionais na pratica bucomaxilofacial (*Farman, 2003*). Necessita-se não somente produzir boas ou belas imagens, mas também provar que estas imagens fornecem um alto padrão para o diagnóstico, que não sejam economicamente proibitivos para o médico, para o paciente e para a sociedade, e que o sistema promova um eficiente e efetivo fluxo de trabalho dentro da área bucomaxilofacial.

Definido o protocolo de aquisição de imagens do TC, ver-se-á a seguir as ferramentas de *software* que tornaram possível ler imagens no formato DICOM, processar, analisar e visualizar o volume tridimensional formado a partir das fatias bidimensionais, para fornecer facilidades de simulação e planejamento cirúrgico, auxiliado por um modelo virtual exposto na tela do computador, no local de trabalho do cirurgião. Um passo além e estas ferramentas fornecerão a

possibilidade de converter o modelo virtual em um formato acessível a uma máquina de prototipagem rápida, de modo a que se obtenha um modelo físico, para, novamente em um nível de abstração mais elevado, simular e planejar a cirurgia.

Capítulo 3

Aquisição Análise e Visualização de Imagens Médicas 3D

Descrevem-se neste item a importância da visualização tridimensional de dados médicos, a complexidade que envolve o processo de visualizar, questões de percepção e fidelidade das representações visuais e como o usuário interage e interpreta os dados 3D.

A seguir discutem-se algumas questões sobre o trabalho e desenvolvimento de um software para visualização 3D na área médica de modo a alcançar as premissas de uma eficaz e robusta visualização. Revisões, manutenção, obsolescência, e domínio da informação de visualização e segmentação ao auxilio ao planejamento cirúrgico são discutidos no contexto de desenvolvimento de software num centro de pesquisa.

A primeira proposta deste trabalho foi o protocolo de aquisição de imagens tomográficas especificadas no capitulo dois, porque o software descrito aqui depende da qualidade das imagens adquiridas. Neste capitulo propõe-se o software *InVesalius* a maior contribuição deste trabalho, descrevem seus módulos e funcionalidades.

O Brasil é um país com alto índice de acidentes de trabalho, acidentes de trânsito e violência e o custo social é elevado mesmo com muitos recursos investidos para, ainda assim, haver muitos casos de retorno a cirurgias e baixo nível de integração social destes pacientes. O diagnóstico por imagem é uma ferramenta chave no sistema de saúde de reconstrução facial para diagnósticos precoces e ajudar a prevenir suas ocorrências e fornecer soluções mais definitivas e adequadas à reintegração social dos pacientes. Várias instituições de pesquisa e organizações comerciais têm integrado sistemas de projetos assistidos por computador (*CAD*) e prototipagem

rápida (*RP*) com sistemas de imagem médica. É necessário softwares gráficos de propósitos especiais para uma eficiente manipulação de dados 2D e 3D alem de fazer a integração de tecnologias de imagem 3D e PR. O objetivo é gerar cópias físicas 3D de estruturas anatômicas de interesse para uso em planejamento, simulação cirúrgica, projeto de implantes customizados e moldes.

A ausência de software deste tipo no Brasil, e os altos custos, interface não amigável e funções restritas de softwares importados motivou ainda mais a fazer um. Como cada software tem suas particularidades e limitações decidiram-se projetar um software em que se tivesse o completo domínio da metodologia empregada, o conhecimento completo sobre seu código, e conseqüentemente, a adequação desta às condições atuais da área de saúde no Brasil. Em relação à área de saúde no Brasil, os médicos têm uma excelente e variada experiência pratica, mas no hospital a quase total falta de recursos humanos e materiais, a demorada atualização tecnológica dos equipamentos, a louca rotina de trabalho em horários e locais diversos torna a estrutura muito deficiente. A área de radiologia não é integrada por cultura e por falta de recursos tecnológicos de rede e de investimento, e quase sempre toda a tecnologia alcançada nesta área não é dividida de forma completa com os cirurgiões, que tem uma outra realidade também. Deve ser lembrado que o foco inicial deste trabalho é o hospital público universitário e foi onde às visitas e discussões se concentraram. O lado privado é atendido como uma conseqüência.

3.1 Visualização 3D

Quase sempre a aquisição de dados médicos não é otimizada para apresentação 3D. Para melhorar a relação sinal/ruído, requisita-se uma determinada espessura das fatias. O resultado é um melhor contraste, artefato de volume parcial alto e pobre resolução espacial na direção de aquisição. De modo a reduzir a dose ao paciente e o tempo requerido para digitalização, fatias nem sempre são contíguas. Em vez disso, pequenos espaçamentos são introduzidos entre as fatias. Desde que a maioria das apresentações é em 2D elas poucos afetam o diagnóstico *clínico*, mas podem ser criticas para visualização 3D (*Robb, 2000*). Este é o ponto crucial do porque propor um protocolo se já existe um. O protocolo que existe garante a qualidade de imagem para diagnóstico em 2D, nas chapas radiográficas, ou em 3D no monitor da estação de trabalho do TC.

O software desenvolvido aqui propõe levar a imagem 3D para a sala do cirurgião, de modo que ele possa processar e analisar a imagem. Vai-se repetir esta idéia ao longo do trabalho por ela ser essencial.

Radiologistas precisam balancear a qualidade de imagem com os interesses do paciente e do médico. Algumas vezes o meio de melhorar o diagnóstico através de uma imagem aumentará a dose ao paciente. Os fatores que afetam o *trade-off* entre qualidade de imagem e dose aceitáveis incluem uma variedade de fatores e considerações, conforme visto no capitulo 2. Requere-se um conhecimento dos problemas clínicos para visualização 3D. Conhecimento do que o médico está pretendendo com o paciente ajudará a direcionar a aquisição tal que os resultados não somente captem a patologia desejada em detalhes, mas também assegurem que os dados estejam na forma apropriada para renderização 3D. Para melhorar a visualização deve-se usar da melhor forma técnicas de aquisição (alto contraste, alta resolução, alta relação sinal/ruído) (*Yoo, 2004*).

O valor das imagens biomédicas depende em grande parte do contexto dos quais elas são obtidos, os interesses e os objetivos científicos ou médicos que motivam sua produção e uso. Entretanto, o potencial para a visualização 3D na medicina permanece em ferramentas poucas práticas, pois exigem um conhecimento da área de processamento de imagens, conforme colocado no capitulo 1 sobre softwares comerciais e mesmo livres. Deve-se focar nos contínuos avanços da tecnologia de visualização, para fornecer novas ferramentas e procedimentos que os médicos possam utilizar para tratar seus pacientes.

A ciência da imagem vem caracterizar quantitativamente a estrutura ou função dos objetos e o desenvolvimento de caminhos para melhor compreendê-las, melhorá-las, e usá-las de forma produtiva. O desafio é fornecer potencialidades para a aquisição, o processamento, a visualização, e análise quantitativa de imagens biomédicas de modo a aumentar a extração fiel da informação útil que elas contêm, e fornecer exposições realísticas, manipulação e simulação interativa, medidas exatas e reprodutíveis (*Robb, 2000*).

A habilidade para melhorar o cuidado com o paciente e tomar decisões clínicas é a chave do sucesso na integração da imagem 3D dentro da radiologia e daí para o campo da cirurgia. Mudanças estão ocorrendo e estão sendo pressionadas pela sua diversidade, tais como redes de computadores, sistemas PACS, e Internet entre outros. A contínua diminuição dos custos de hardware e software sugere que não demorarão muito por vir uma maior difusão de estações de trabalho gráficas tridimensionais dentro do ambiente clínico incluindo as salas cirúrgicas.

O desenvolvimento e a aceitação da tecnologia de visualização estão baseados na melhoria na velocidade, na qualidade e na dimensionalidade da exposição e no melhor acesso aos dados com manipulação e medidas interativas e intuitivas. Com estes avanços em mãos, há diversas aplicações clínicas importantes possíveis de serem obtidas, e que terão um impacto significativo na medicina e no estudo da biologia.

3.2 Aspectos da Interface Homem-Computador

Existem vários estudos que tentam compreender a forma de como o ser humano percebe o mundo através de seu sistema sensorial, mas o importante aqui é como, qualitativamente, o ser humano interage com o computador. Esta abordagem permite elaborar interfaces que possibilitem ao usuário de um sistema computacional receber as informações, guardá-las na memória (humana) e "processá-las", usando os raciocínios indutivo e dedutivo. A visualização pode ser vista como a formação de imagens visuais mentais, o processo da interpretação em termos visuais, uma ferramenta ou um método para interpretar os dados da imagem alimentados em um computador e para gerar imagens de um conjunto de dados multidimensionais complexos, escolhendo técnicas de codificação para maximizar a compreensão e comunicação humana, conforme Figura 3-1 (*Monk, 1984*).

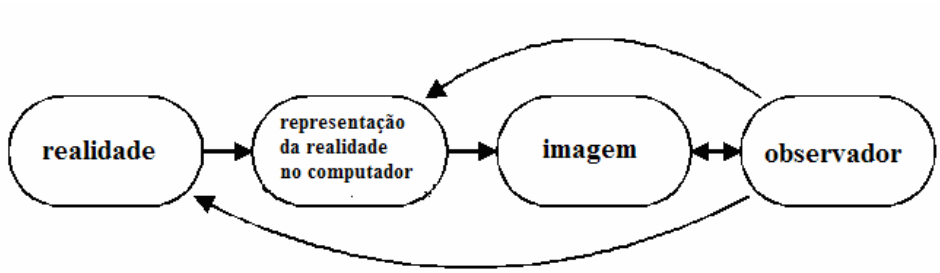


Figura 3-1: Como o observador vê a realidade pelo computador

O observador tem como objetivo uma compreensão mais profunda de fenômenos físicos ou de conceitos matemáticos. A visualização será a maneira preliminar para interpretar a grande quantidade de dados gerados. Um observador pode construir um modelo mental, a partir dos objetos gráficos e atributos visuais que representam os dados de forma clara e definidos. A escolha adequada dos atributos, por exemplo, cor, tamanho, orientação, são importantes no processo de visualização, assim como a redundância destes pode realçar a interpretação.

A interpretação dos atributos vem através de reações a estes atributos. Esta reação pode ser inata, a interpretação do dado é natural, simples, como, por exemplo, aumentar o brilho aumenta valores numéricos, uma interpretação atenta, pré-consciente. Outra reação é a adquirida, com a educação, é mais complexo, por exemplo, faixa de cores, isolinhas, isosuperficies. Outra reação é a ilusória, são ilusões bem documentadas (não necessariamente bem entendidas!), por exemplo, contraste de cor. A interface projetada neste trabalho deu prioridade a cor e a sua manipulação. A textura das imagens médicas, o contraste com o fundo ou quando em movimento mexe com a interpretação do observador.

3.2.1 Questões de Percepção

Dependendo de sua própria fisiologia e experiência, pessoas podem interpretar a mesma imagem de formas diferentes.

Um método de melhorar a visibilidade da informação nos dados mostrados é usar pseudocor, isto é, o mapeamento de cores aos diversos atributos da informação. Assim cada

valor, ou uma escala de valores correspondem a alguma cor. Alguns estudos indicaram que uma escala baseada no contraste do brilho é mais eficaz (*Monk, 1984*). O brilho é baseado mais no brilho percebido do que o brilho físico. Objetos claros em um fundo escuro parecem maiores do que os mesmos objetos descritos com cores escuras em um fundo claro, ver Figura 3-2. Há duas implicações: cuidado ao fazer estimativas quantitativas dos dados visuais, e os objetos pequenos podem ser mais visíveis fazendo-os coloridos (cores claras) de encontro a um fundo escuro. O brilho pode também ser usado para aumentar a percepção 3D, desde que a maioria de sugestões de profundidade é sensível mais ao brilho do que ao contraste. A atribuição de uma escala de pseudocor que faça uma região mais brilhante realça a percepção de profundidade desta região. Esta é uma outra razão para escolher uma escala baseada no contraste do brilho. O *InVesalius* incluiu uma função para trabalhar com as cores de fundo e das imagens nos planos 2D, mas a colocou em lugar pouco visível para que somente um usuário mais avançado pudesse ajustar esta combinação de cores.

A fidelidade das representações visuais pode ser aumentada, por exemplo, associando-se objetos que são fisicamente maiores com dados com valores mais elevados. Assim se um objeto estiver na parte dianteira de outro, como determinado por sugestões de profundidade, então se pensa que deve ter um valor maior de dado. Uma idéia de profundidade é oclusão, assim na Figura 3-2, onde o quadrado preto obstrui o quadrado branco, considera-se que o quadrado preto tem um valor mais elevado.

Grandes áreas seriam associadas com o fundo e pensadas terem baixos valores. Um exemplo onde dados de valores altos, um azul brilhante, seria percebido como sendo um fundo, e assim tendo dados de baixos valores, como na Figura 3-2. A Figura 3-3 ilustra telas do software *InVesalius*.

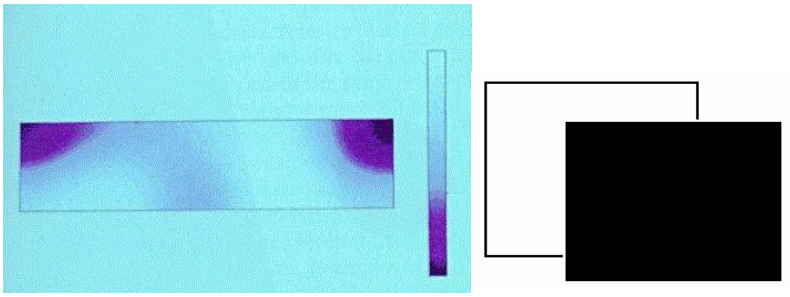


Figura 3-2: Profundidade e oclusão de objetos coloridos

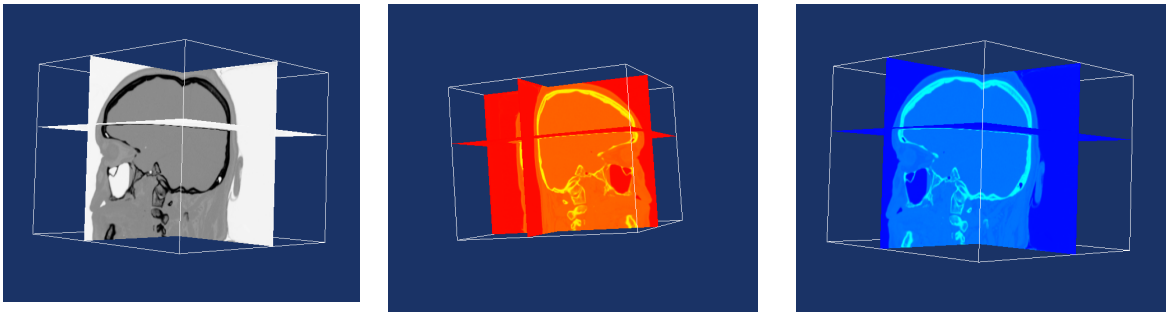


Figura 3-3: Telas de visualização do software *InVesalius*, com fundo azul escuro e imagens bidimensionais coloridas, utilizando pseudocores diferentes. O fundo foi alterado para preto.

3.3 Técnicas de Visualização

As técnicas de visualização são usadas para criar e manipular uma representação gráfica de um conjunto de dados. Dentre as técnicas mais usuais, classificação, técnicas para display de dados e visualização de volumes, falar-se-á das duas ultimas, as utilizadas neste trabalho (*Brodlie, 1992*).

3.3.1 Displays – Detalhes e Contexto

O conjunto de dados são freqüentemente grandes; por exemplo, uma varredura médica típica pode gerar um volume com 512 x 512 x 512 *voxel*s. Entretanto, somente um número limitado de objetos gráficos com resolução limitada pode ser mostrado simultaneamente em um monitor de computador. Mostrar mais objetos significa geralmente mostrar menos detalhes sobre cada um deles. Mas se somente alguns objetos são mostrados, pode-se perder a noção de

localização global. Isto requer que usuários retenham em sua memória quantidades de detalhes ou de informação do contexto, e isto pode afetar a análise do observador.

Uma maneira para mostrar uma quantidade maior de informação é utilizar um monitor maior. Entretanto, o espaço ainda é limitado para fazer grandes exposições para mostrar cada detalhe da imagem. Tal exposição seria demasiado grande para se ver todos os objetos simultaneamente e a sobrecarga de informação poderia resultar numa mera quantidade de informação visível, sem poder aproveitar nada. Aumentar o tamanho da tela não resolverá sempre este problema. Assim a resolução da imagem exibida nas janelas de rendering é reduzida para 256 *pixel*s e a resolução do monitor considerada adequada seria 1024 x 768, resolução esta obtida com monitores de 17 polegadas, atualmente de custo baixo (*Moller, 2004*).

3.3.2 Visualização de Volume

É o processo de projetar um conjunto de dados multidimensional (geralmente 3D) em um plano imagem 2D para se obter uma compreensão da estrutura contida dentro dos dados. Os desafios são muitos. O tamanho do conjunto de dados típicos está em megabytes a gigabytes e estes conjuntos de dados poderiam ainda ser combinados, gerando conjuntos maiores (*Terabyte*). O rendering deve ser rápido o bastante para permitir a interação, isto é, o usuário deve poder mudar parâmetros e ver rapidamente o resultado. Métodos de visualização 3D será visto com mais detalhes no item de renderização, com as classes VTK utilizadas pelo *InVesalius*.

3.3.3 Considerações do Sistema de Visualização de Dados

Quando observadores vêem imagens, eles comparam a imagem com seu modelo mental existente - uma coleção de hipóteses sobre as propriedades do sistema e funções dos dados e do método da apresentação - e ajusta ou seu modelo mental ou sua compreensão da imagem se há conflitos entre os dois. Para dados complexos, construir um modelo mental requer interação e tempo desde que todos os dados não podem ser visto em uma única vista. As ferramentas de visualização podem ajudar usuários a atualizar e refinar seus modelos mentais o mais próximo do

mundo real. Elas devem ser fáceis de usar e não requerer habilidades sofisticadas do computador nem dos usuários (*Brodlie, 1992, Moller, 2004*). Como a cor é o maior conceito perceptual, alguns módulos do *InVesalius* permitem ao usuário manusear cor, transparência, luz e outros parâmetros ligados a renderização do volume para melhorar a visualização de formas mais complexas e particularizada.

A visualização da informação (*Chitarro, 2001*), objetiva reduzir a complexidade da análise e do entendimento da informação para os médicos através da interação. Interação é, além de encontrar uma boa representação, permitir que a exploração possa revelar "*insight"* que um conjunto de imagens não possa. O *InVesalius* faz uso da classe VTK *RenderWindowInteractor* em todas as janelas de visualização 3D que controla todo a interação do usuário com o volume, isto é, *zoom in/out*, girar, transladar e visualizar *wireframes*. Isto permite ao usuário uma boa interação com o sistema e conseguir objetivos como:

1. apresentar visualmente dados médicos de forma mais intuitiva, fácil de compreender, aprender, reconhecer, navegar e de controlar formatos;

2. ampliar visualmente aspectos sutis do diagnóstico, terapêutica, que de outra maneira poderia ser difícil de observar;

3. prevenir a sobrecarga de informação e permitir que os membros da equipe clínica dominem maiores quantidades de informação.

Isto pode ser visto como uma evolução ou uma extensão da imagem médica. Uma revolução na visualização médica está-se aproximando. Com a colaboração entre pesquisadores médicos e de ciências do computador novas ferramentas de visualização estão sendo criadas para a profissão médica. Aí entra o software *InVesalius*. Tem-se sempre a preocupação de quando o cirurgião olha uma imagem numa tela do *InVesalius* se ele compatibiliza o seu modelo mental com o que a imagem exposta quer representar. A seguir discutem-se alguns aspectos de projeto de software.

3.4 Aspectos sobre Desenvolvimento do Software

Software é um programa de computador, uma entidade abstrata, ferramentas (mecanismos) pelas quais se explora os recursos do hardware, executa determinadas tarefas, resolvem problemas, interage com a máquina e torna-se o computador operacional, entre outros. Software é um elemento lógico (não tem propriedades físicas, como visualizar, medir, etc.) não é um elemento físico, tem um grau de abstração grande, não pode ser manufaturado e os custos estão concentrados no desenvolvimento. Existem diferentes abordagens para se chegar ao mesmo produto final, o software não se desgasta com o uso, mas deteriora-se. Toda falha indica erro de trabalho ou/e codificação. Assim, o processo de manutenção de um software é consideravelmente mais complexo (*Pressman, 1995).*

3.4.1 Algumas questões sobre desenvolvimento do software

Para executar o projeto de software houve um levantamento de requisitos para formar os componentes do sistema, o entendimento das atividades e processos a serem implementados. Neste trabalho, utilizou-se e avaliou-se duas dezenas de softwares comerciais (através de licenças de um a três meses, testes, etc.), e livres, (ver **Apêndice III - Softwares de Analise de Imagens médicas)** e a partir deles fez-se uma especificação funcional, baseado em suas interfaces, nível de conhecimento exigido do usuário, custo ou se era livre, linguagens de programação utilizadas, plataformas computacionais disponíveis, complexidade operacional, se tinha interface amigável entre outros parâmetros.

Este estudo foi fundamental para se ter: o domínio da informação e dos processos, para entender a natureza dos módulos a serem desenvolvidos e para definir as funções, o desempenho e as interfaces necessárias; a modelagem de dados, a elaboração da interface homem-computador, a escolha da linguagem, e bibliotecas de software de apoio a serem utilizados.

A partir deste trabalho definiu-se que o desenvolvimento do software *InVesalius* deveria ter alguns critérios: simplicidade; rapidez; ser executado em microcomputador PC; comandos em português; aproveitar software livre de fontes confiáveis e robustos; ter o software em curto prazo com funcionalidade mínima para ser apresentado aos usuários finais, ser de fácil manuseio e com funções claras e diretas, utilizar os mais recentes desenvolvimentos da engenharia de

software como programação orientada a objetos, e ser multiplataforma. Desta forma, desenvolveu-se um software parcial, mas já com algumas funções que foram melhoradas de acordo com o trabalho conjunto com os usuários finais.

3.4.2 Problemas no Desenvolvimento de Software

Alguns dos problemas mais significativos encontrados no desenvolvimento do software são relacionados a seguir:

1. Tempo insuficiente para colher dados sobre o processo a ser atendido pelo software. O tempo necessário é variável de acordo com o conhecimento e a experiência do projetista em relação ao assunto abordado, ou à disponibilidade de conhecimentos prévios para serem usados como referência. Ambientes diversos e estranhos ao desenvolvedor, como radiologia, cirurgia buco-maxilo-facial, plástica e neurologia, tinham que contribuir com informações que não são diretas e depende da vivência no contexto destas especialidades.
2. Mesmo levando em consideração as necessidades e / ou características do usuário, o uso do software abriu muitos horizontes para outras aplicações, e muitas funções foram requisitadas.
3. Suspeitas em relação à capacidade do software executar corretamente as funções propostas. Uma nova ferramenta na rotina clinica precisa ser validada precisa adquirir credibilidade, e isto demandam tempo e cultura.
4. A tarefa de manutenção do software consome grande parte do tempo. A capacidade de manutenção do software por uma empresa deve ser vista como um critério importante para a sua aceitação.

As dificuldades em desenvolver um software com características de um software comercial num centro de pesquisa são grandes, como, por exemplo, ser amplamente distribuído, atender um horizonte de aplicações além do proposto, com um suporte técnico profissional, garantir continuidade ao longo do tempo juntamente com atualizações, são alguns fatores importantes. Há rotatividade de pessoal de apoio, e uma grande deficiência de pessoal para assumir testes, distribuição e suporte técnico. Demora em adquirir, repor ou substituir itens adequados de

informática e softwares compiladores, a própria estrutura organizacional que impede que se assumam características empresariais para assumir compromissos de longo prazo, como contratos com empresas de equipamentos, aceitarem recursos de empresas, etc., recursos escassos, são apenas alguns itens.

No item 1 o tempo de entender o processo de planejamento cirúrgico e aquisição de dados foi divido com o tempo de desenvolvimento da especificação e programação. Em relação ao item 2, o maior problema foi harmonizar o "mundo do radiologista" e o "mundo do cirurgião" dentro do contexto da medicina no Brasil. Conhecer ambos, e traçar um caminho reto demandaram tempo. Somente depois de certa experiência é que as duvidas certas eram questionadas e respondidas no momento certo. As suas responsabilidades e funções particularizam seus "mundos". E repetindo mais uma vez, o objetivo de desenvolver um software é levar a visualização e análise de imagens médicas 3D ao cirurgião, no seu local de trabalho. O item 3, todo o desenvolvimento do software foi apoiado pelos usuários, discutidos ou modificados de acordo com eles. A validação é importante para se obter credibilidade tanto dos algoritmos que se utilizam no software, quantos dos usuários que o utilizam. Alguns parceiros neste trabalho direcionaram seus trabalhos de pesquisa (tese de mestrado e doutorado) de modo a validar o software e o trabalho (*Meurer, 2002*) (*Silva, 2004, Santa Bárbara, 2005*). Outro ponto importante é a pouca cultura dos cirurgiões no mundo 3D, e por isso alguma resistência quanto à fidelidade das representações foi colocada. A validação do trabalho foi dada pelo uso e benefícios alcançados pelo usuário.

Mesmo com uma especificação funcional inicial, baseada na análise de vários softwares de imagens médicas o horizonte de aplicação teve que ser repartido em passos pequenos, mas realizáveis. Por isso procurou-se definir claramente uma área de aplicação, um software para auxilio ao diagnóstico e planejamento a cirurgiões buco-maxilo-facial, ortopedistas - tecidos ósseos. Outra definição foi a descrição formal e detalhada das informações a serem gerenciadas (protocolos de aquisição de dados de TC e RM no formato DICOM), das funções, do desempenho esperado, da interface, das restrições do trabalho, e dos critérios de validação. Esta definição foi baseada também no conhecimento dos procedimentos adquiridos na radiologia principalmente do departamento da Unicamp com o Dr. Sergio San Juan e Diagmed com o Dr.

Ricardo, e da radiologia do IOT-USP-SP, e dos procedimentos para planejamento cirúrgico, através de conversas, documentação fotográfica e visitas a hospitais públicos.

Especificações de um trabalho não podem ser continuadamente modificadas. Flexibilidade de software tem limites, e nem sempre todas as mudanças podem ser facilmente acomodadas. É fato que os requisitos de software são passíveis de modificações no decorrer do desenvolvimento de um trabalho, mas o impacto da mudança varia de acordo com o período em que ela é introduzida. Se uma atenção minuciosa for dada à definição inicial, os primeiros pedidos de mudança podem ser acomodados mais facilmente. O usuário pode rever as exigências e recomendar modificações sem causar impacto muito grande sobre os custos nas fases iniciais. Em fases posteriores o impacto será muito maior. Como o usuário acompanhou o desenvolvimento desde a fase inicial, muitas modificações já foram introduzidas nesta fase. Porém, requisitos para se atender visualização e segmentação de tecidos moles foram feitos, mas adiados conforme planejamento inicial.

3.4.3 Domínio da Informação

Todos os softwares são construídos para processarem dados e transformá-los de uma forma em outra, ou seja, aceitar uma entrada, manipulá-la e produzir uma saída. Para que se faça corretamente este processo, é fundamental ter o conhecimento das informações que serão inseridas e o domínio de como devem ser processadas para gerar a saída. O processamento correto é que determina a confiabilidade do sistema. A aplicação, imagem médica tridimensional e prototipagem rápida como ferramentas de auxilio ao diagnóstico e planejamento cirúrgico, fechou de forma clara o domínio do trabalho.

Na interface do usuário procurou-se a melhoria da comunicação entre o médico e o computador, como por exemplo, a padronização do conjunto de ícones para definição de funções do *InVesalius* com a de outros aplicativos Windows™. Isto permitiu maior velocidade de aprendizado dos usuários com softwares de um mesmo sistema operacional. Além disso, algumas informações 2D e 3D são similares aos do TC. As informações podem ser exibidas de muitas

maneiras, mas procurou-se atender algumas premissas na exibição delas para evitar informações incompletas, ambíguas ou ininteligíveis:

1 Mostrar somente informações que sejam relevantes ao contexto daquele momento. O usuário não tem que vagar por dados, menus e gráficos estranhos para obter informações relevantes para uma função específica do sistema. Muito deste caminho já foi implementado, onde quase todas as funcionalidades são executadas na mesma janela. Não sufocar o usuário com dados em demasia, e usar formatos de apresentação que facilitem a rápida assimilação das informações. Dados expostos de forma similar ao de um TC.

2 Usar rótulos (*labels*) e mensagens consistentes, abreviações padronizadas e cores previsíveis; o significado de uma apresentação deve ser óbvio. O *InVesalius* possui algumas formas de mensagens onde procura guiar o usuário na seqüência de ações, e na interpretação de janelas e comandos, conforme o mouse passa por elas.

3 Usar janelas (se forem adequadas) para subdividir diferentes tipos de informação em áreas diferentes. As janelas permitem ao usuário gerenciar tipos diferentes de informação simultaneamente. Deve-se planejar a área disponível da tela de exibição e usá-la eficientemente. Quando múltiplas janelas tiverem de ser usadas, deve haver espaço disponível para mostrar pelo menos uma parte de cada uma. Deve-se especificar um tamanho de tela adequado para a aplicação a ser desenvolvida.

4 Os recursos têm sido implementados principalmente em função das solicitações e da interação com os usuários participantes.

Quando da abertura da janela principal do *InVesalius*, todos estes itens podem ser observados. Entretanto, como já mencionado anteriormente, a cada usuário, uma exigência.

3.4.4 Revisões de Software

Revisões técnicas são necessárias porque, apesar do projetista captar alguns de seus próprios erros, grandes quantidades de erros escapam mais facilmente de quem lhes deu origem, do que de outras pessoas. A revisão é uma maneira de identificar precocemente os defeitos, e de aproveitar melhor a diversidade de um grupo de pessoas para realizar um trabalho técnico com uma qualidade mais uniforme ou, pelo menos, mais previsível do que aquilo que pode ser realizado sem revisões, tornando esse trabalho técnico mais administrável. Se um programa deixar de funcionar repetidamente, pouco importa se outros fatores de qualidade de software são aceitáveis. Muito das falhas operacionais do *InVesalius* foram devido à falta de experiência dos usuários na entrada de dados devido o não atendimento do protocolo de aquisição de dados. Em relação a falhas técnicas, muito se deve a problemas no gerenciamento de memória e recursos gráficos – exige-se sempre a atualização de bibliotecas gráficas do Windows (*DirectX*) – realizada pelo compromisso da linguagem de programação utilizada (*Python*) e o sistema operacional Windows, mas estes foram mínimos até agora.

3.5 Manutenção de Software

A manutenção é bem mais complexa do que o simples "consertar erros" técnicos resultantes da fase de desenvolvimento e podem ser classificadas em atividades como correção de erros, adaptação, aprimoramento e melhoria de confiabilidade (*Pressman, 1995*), e pode representar mais de 70% de todos os esforços gastos por quem os desenvolve.

1. Correção de erros: apesar da aplicação de testes e uso de outros softwares para comparar os resultados (como foi feito com os softwares *Analyze*, *Dicom3*, *XMedicom*), é improvável que se consiga identificar todos os erros de um sistema, principalmente quando este é complexo. A eficiência da manutenção de correção é um fator decisivo para manter a confiança do usuário no sistema e garantir a aceitação do mesmo.

2. Aprimoramento: À medida que o software é usado e sugestões de novos recursos, melhorias nas funções existentes e ampliações gerais são recebidas dos usuários, há a necessidade de manter compatibilidade com todo o restante do sistema, sem prejuízo a nenhum dos recursos já implementados. Como muitas das novas implementações foram

feitas ou dentro de classes já existentes do *VTK* ou no módulo gerenciador escrito em *Python*, as expansões sempre obedeceram a critérios bem rígidos para atender padrões de variáveis globais e locais de entrada/saída, e listas de dados *python* alteradas ou não entre outros.

3. Adaptação: é a atividade que modifica o software para que tenha uma interface adequada com um novo meio computacional, em decorrência das rápidas mudanças, como o lançamento de novas gerações de hardware, novos sistemas operacionais e novos equipamentos periféricos, entre outros. Apesar de a interface gráfica *tkinter* e posteriormente *wxpython* (falar-se-á delas mais adiante) serem multiplataforma, *Linux* e *Windows™,* muitos botões, barras de diálogos, acentuações de palavras, cores tiveram que ser adaptadas para o ambiente operacional em que iriam ser executadas.

4. Modificações para melhoria da confiabilidade: são trabalhos que visam a adequar o software para comportar futuras ampliações. A maior preocupação aqui é gerenciamento de memória e controle de eventos de erros que o *python* executa.

Um programa de computador é dinâmico e precisa ser periodicamente reavaliado, e nele incorporados novos recursos para atender às necessidades de um ambiente. A continuidade de desenvolvimento de um software é um aspecto importante na credibilidade e que pode determinar se ele é robusto e confiável o suficiente para ser utilizado como instrumento de trabalho na prática diária. Esta continuidade tem que ser muito bem planejada em longo prazo num centro de pesquisa.

A manutenção do software ao longo do tempo também é muito difícil dentro de um centro de pesquisa, devido a total falta de estrutura em mantê-lo de forma dinâmica, pessoal para executar a manutenção de forma profissional, suporte profissional ao usuário, equipamentos mais adequados para testes no que se refere a parte gráfica, sistemas compiladores mais atuais, metodologias de software e *debuggers* para testes. A política de transferi-lo para entidades que possam desenvolvê-lo ainda está indefinida.

A modificação de software é um processo perigoso e delicado. Toda vez que é feita uma mudança numa complexa estrutura lógica, o potencial de erros aumenta, comprometendo a sua confiabilidade e eficiência. A consulta à documentação dos trabalhos e cuidadosos testes ajudam a detectar e eliminar erros. Quando as mudanças não são refletidas na documentação do trabalho ou nos manuais destinados ao usuário, o comportamento, a avaliação das conseqüências das alterações, o planejamento e a administração do software podem ser comprometidos. A utilização do software de controle de versões CVS (será descrito adiante) ajudou em muito o desenvolvimento, manutenção e documentação do software.

3.6 Obsolescência de software

O termo obsolescência deve ser analisado com cuidado e avaliado sob dois ângulos, a obsolescência técnica, quando os aspectos são avaliados somente do ponto de vista técnico; versão da linguagem, capacidade de gerenciamento dos dados, novos recursos de comandos da linguagem, capacidade de execução em ambiente *Windows*™, *Linux* e obsolescência funcional, quando se analisam os aspectos funcionais e sua inserção dentro da dinâmica operacional da clínica, do hospital ou consultório, verificando se atende plenamente às suas necessidades. A confiabilidade do sistema é importante para avaliar se o software pode ser adotado como um instrumento de auxilio.

3.7 Discussão

A incorporação de uma nova ferramenta na rotina de trabalho do médico necessita de uma fase de transição, quando os novos métodos são gradativamente incluídos, e comparados com os métodos convencionais quanto às vantagens e desvantagens decorrentes da sua implementação. O emprego de novas técnicas não significa obrigatoriamente melhoria da qualidade do trabalho resultante; outros fatores associados, como o método de trabalho, a capacitação dos recursos humanos para uso eficiente do software são também fundamentais.

1. Um trabalho bem desenvolvido é aquele que consegue identificar os objetivos daqueles que motivaram ao uso do sistema, analisar os métodos onde o programa será implantado identificando os pontos de atrito e incompatibilidade na interação do software com a

dinâmica diária. Num primeiro momento o software foi feito para o cirurgião para utilização no local de trabalho, consultório, hospital, ou mesmo em casa, não na radiologia (mas ele é útil também na radiologia no Brasil). Num segundo momento, a análise de imagem 3D pode ser incluída como um novo item no protocolo de atendimento do paciente. Este trabalho está no inicio na Sobrapar e IOT-USP.

2. A qualidade do programa computacional desenvolvido envolve o uso adequado da interface de acordo com o perfil do cirurgião e o desempenho de funcionamento do sistema, facilidade de uso e rotinas que garantam a confiabilidade dos dados.
3. A modelagem deve sempre que possível levar em consideração a possibilidade de futuras implementações desejadas por aqueles que motivaram o software. A capacidade de reconhecer antecipadamente estas necessidades dependerá em grande parte da experiência e conhecimento do desenvolvedor em relação às necessidades do usuário.

A entrega de um software para o usuário não é o fim de um trabalho computacional. É o início de um processo resultante da fusão da manutenção e do aprimoramento com o suporte ao usuário, que é a fase que garante o uso efetivo de um software. Esta fase é permanente, e deve ser administrada constantemente, com cuidados adicionais quando comparada à fase de desenvolvimento, pois a necessidade da garantia da compatibilidade dos novos módulos com o restante do sistema precisa sempre ser analisada. Neste trabalho, esta fase de suporte ficou um pouco comprometida, mas não totalmente devido ao comparecimento constante do médico no CenPRA. Porém é certo que não será um trabalho de longo prazo.

3.8 *InVesalius*

A maior contribuição deste trabalho foi à realização de um software para visualização e modelagem tridimensional, baseado nas premissas colocadas acima, que começou com a especificação funcional em julho de 2002 e a execução em fevereiro de 2003, e desde então tem sido aperfeiçoado para se obter uma ferramenta adequada ao auxilio ao diagnóstico e planejamento cirúrgico.

O fator motivador para este desenvolvimento foi o desejo de fornecer um modelo físico, um protótipo, para fins de planejamento cirúrgico na área buco-maxilo-facial, visando adicionar outras formas de ver o mesmo problema, conforme colocado no capitulo 1. Para se chegar ao modelo físico era essencial a modelagem 3D virtual, através de um software que pudesse ler imagens 2D de TC / RM, segmentar a região de interesse e transformar um volume 3D num modelo, no formato que uma máquina de prototipagem poderia executar, o formato STL.

Hoje este software permite ao cirurgião ver na tela de seu computador, no consultório ou na sala de cirurgia, um crânio tal como ele é, em três dimensões, rico em detalhes, com diferentes texturas. O modelo virtual 3D oferece ao médico a inédita oportunidade de "navegar" por qualquer parte do corpo e observá-la por diversos ângulos. Isto se tornou possível com os modelos virtuais criados pelo *InVesalius* a partir de imagens DICOM, adquiridas em tomografias e ressonâncias (um protocolo específico deve ser atendido durante o exame). No CenPRA o software *InVesalius* é o responsável por processar estas imagens e transformá-las em um volume idêntico à anatomia examinada, e posteriormente encaminhá-lo a prototipagem rápida.

O nome do software In (dentro) Vesalius foi uma homenagem ao médico Andréas Vesalius, nascido em Bruxelas a 31 de dezembro de 1514. Seguiu a tradição de sua família e, aos 19 anos, foi estudar Medicina. Os conhecimentos de anatomia e fisiologia da época limitavam-se às descobertas feitas na Antigüidade pelo médico Galeno, baseadas na dissecação de animais. A ausência de aulas práticas de anatomia na Universidade de Paris levou o jovem estudante a freqüentar cemitérios em busca de ossadas de criminosos executados e vítimas de praga.



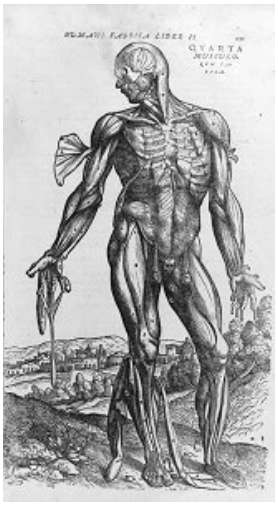


Figura 3-4: Vesalius e sua obra *De Humani Corporis Fabrica 1543*

Em 1537 Vesalius partiu para a Itália e lá se graduou doutor em Medicina pela Universidade de Pádua, escola de espírito progressista e centro da renascença científica. Foi nomeado professor de cirurgia aos 23 anos e, em 1538, publicou seu primeiro trabalho, as *Tabulae Sex*, um conjunto de seis desenhos de anatomia feitos por ele mesmo.

A obra máxima de Vesalius, *De Humani Corporis Fabrica*, figura 3-4, foi concluída em 1543, após inúmeras dissecações de cadáveres humanos. Dividida em sete partes – ossos, músculos, sistema circulatório, sistema nervoso, abdômen, tórax e cérebro, trazia magníficas ilustrações das estruturas do corpo (provavelmente produzidas no ateliê do mestre Ticiano). O Atlas de Vesalius representa o marco inicial da anatomia moderna, baseada na observação direta dos fenômenos. Vesalius morreu em 1564, provavelmente em um naufrágio, na volta de uma peregrinação à Terra Santa. Assim como Hipócrates e Galeno, é considerado um dos grandes descobridores da história da Medicina e o "pai da anatomia moderna".

Este software possui todas as funcionalidades que um software comercial possui, e satisfaz plenamente as atividades da cirurgia reconstrutiva buco-maxilo-facial:

1. Através do desenvolvimento de metodologias para aquisição de dados de imagens médicas de TC e RM, programas para ler/analisar dados de tomógrafo no formato DICOM, verificar informações dos arquivos de imagens com recursos de separação de séries, descompactação dos dados, leitura de dados *raw*, ordenamento de fatias, remoção de fatias intercaladas, de fatias reformatadas com filtros diferentes dentro de uma mesma serie, etc.
2. Programas para análise de imagem, pré-processamento dos dados, filtragem, normalização.
3. Programas para visualização/computação gráfica de imagens 2D e 3D, visualização e modelagem virtual.
4. Exibição de Informações Dicom.
5. Técnicas de renderização. *composite*, *isosurface, e MIP*.

6. Filtragem de contorno, interpolação (linear, vizinho mais próximo, cúbica) de volume e superfície.
7. Pré-segmentação de acordo com critérios de *threshold* e utilização de cores e transparências para mostrar o volume inicial.
8. Funcionalidades de adicionar, retirar, imprimir, salvar em formatos 2D, 3D,
9. *Threshold* para segmentar um objeto de interesse, texturizar formando um volume do objeto de interesse, calcula área, volume e dimensão dos objetos.
10. Programas para extração de superfícies (*marching cubes* e filtro de contorno)
11. Exportação de modelos volumétricos em formatos adequados para prototipagem rápida para confecção de modelos físicos. Exporta dados do volume no formato STL para que o volume possa ser analisado em algum software CAD e possa ser prototipado, gerando um modelo.
12. Técnicas de extração de contorno e interpolação garantem um modelo de grande precisão, de dimensões reais, opaco, com superfícies lisas e visualmente limpo e claro.

A precisão dos modelos médicos é limitada pela precisão das imagens médicas e do equipamento utilizado para obtê-la. Um pouco desta limitação se conseguiu resolver com técnicas de interpolação robustas, tipo *spline* cúbica. Isto viabiliza o trabalho de próteses. A utilização de linguagem "script" *python* (tendência de desenvolvimento de software) torna o software utilizável em ambiente Windows™ e *Linux* instalados em microcomputadores de médio porte (processador Pentium 4, 1.8GHz, 1GBytes de memória).

O *InVesalius* teve grande parte dos conceitos e recursos elaborados, do ponto de vista funcional e lógico, a partir de bibliotecas de classes C++ pré-existentes. O módulo de controle do software programado em *python*, é que faz o encadeamento destas classes funcionais para se chegar ao resultado desejado. Além da programação de toda esta lógica, novos módulos foram desenvolvidos tanto em C++ quanto em *python,* como funções *presets*, edição de fatias, *livewired*, desenho e outros (serão analisados posteriormente). É neste ponto que está a contribuição deste trabalho a habilidade e a "inteligência" do software, como cada bloco foi encadeado, seguindo metodologias de análise e processamento de imagens, computação gráfica, para visualizar uma bela imagem 3D, fiel ao exame do paciente vivo, um volume colorido, com transparências em níveis diversos. É neste seqüenciamento de blocos de funções, chamado de

pipeline, que será visto posteriormente quando se falar de segmentação, que reside a criatividade e funcionalidade do *InVesalius*. Alem de o InVesalius usar bibliotecas VTK e ITK, muitas destas classes foram alteradas com propostas próprias, de modo a atingir o objetivo de forma mais clara tanto na interface quanto na segmentação.

Cada novo recurso do software foi projetado e avaliado de forma separada e posteriormente agregado ao conjunto, pois permitia restringir a quantidade de parâmetros de ajuste e definir melhor o problema a ser resolvido. Depois de desenvolvido e elaboradas as seqüências de processamento necessárias, era mostrado ao médico para opinar sobre o funcionamento e os resultados obtidos. O *InVesalius* foi projetado para ser utilizado inicialmente para especialidades que manipulam dados de tecidos duros, ossos. Posteriormente, verificou-se que mesmo alguns tecidos moles (aneurisma, e outros vasos sanguíneos de calibre maior) quando previamente tratados, por exemplo, com contrastes ou filtros, poderiam ser visualizados e segmentados. Isto abriu o horizonte para outras especialidades, como neurocirurgia.

3.9 Análise do Software

Um dos resultados da especificação funcional foi participar do desenvolvimento de software livre formada pelo trabalho do Homem Visível (*Spitzer, 1996*), gerenciada pela Biblioteca Nacional de Medicina, NLM, EUA (NLM, 1986). Dois projetos foram escolhidos, o VTK (*Schroeder, 1998, Schroeder, 2001*), *Visualization Toolkit*, software para processamento e análise de imagens e o ITK (*Ibanez, 2003, Yoo, 2004*), *Insight Toolkit*, software para segmentação e registro de imagens médicas. São uns conjuntos de programas desenvolvidos nos conceitos de engenharia de software de código aberto, apoiados por uma comunidade internacional com desenvolvimentos contínuos com algoritmos robustos (testes realizados diariamente) e mais modernos na atualidade, resultantes de pesquisa e teses nas mais diversas universidades da Europa e USA. Este contato diário se dá através de um software de controle de versões chamado CVS, onde um servidor nos EUA, na empresa Kitware Inc., mantém o controle do software desenvolvido e disponibiliza-o para a comunidade que o utiliza, testa, corrige e atualiza novamente o servidor com as mudanças.

3.9.1 Por que estas ferramentas de software

Este trabalho integra os grupos do NLM, participa ativamente, e defende as idéias colocadas abaixo como um principio de desenvolvimento de software na área médica adequado ao pais e ao contexto. O Brasil é carente de recursos materiais de alta tecnologia e recursos humanos não integrados, há uma massa critica de inteligência muito grande nas universidades, uma força de trabalho especializada nos estudantes, mestrado e doutorado, e centros de pesquisa com pesquisa aplicada muito boas, comparáveis aos de diversos paises. Porém muito trabalho é duplicado, morre nas gavetas, não é aplicado, ou são partes importantes de outros trabalhos em outras instituições que pouco acaba se tornando útil na prática. Há ótimos trabalhos como (SIAPDI - Sistema de processamento distribuído de imagens médicas em Corba - parte do projeto Ciclops parceria da Universidade Federal de Santa Catarina e Universidade de *Kaiserlautern*). E outros do Departamento de Radiologia da Universidade de Ribeirão Preto e do IMPA com a PUC-RJ sobre nódulos pulmonares.

Espera-se que o modelo de desenvolvimento de software colocado aqui, que alguns já começaram a utilizar no Brasil, principalmente na PUC do Rio de Janeiro e do RS, as universidades federais de Curitiba e Florianópolis, seja um modelo seguido para muitos que querem começar a desenvolver ferramentas de software para a área médica.

Orientação a Objetos

É tendência atual o desenvolvimento de sistemas orientados a objetos e uso de métodos de interface de usuário mais complexos, especialmente o uso de computação gráfica 3D e visualização. Os sistemas orientados a objetos oferecem a possibilidade de criar sistemas com melhor manutenção com os componentes de software reusáveis. A computação gráfica oferece uma janela no computador e um mundo virtual; e quando acoplado com a visualização, permite aos usuários explorar rapidamente e compreender sistemas complexos. Tomadas juntas, estas duas tendências serão forças principais da indústria de computador do século XXI (*Udupa, 2000*). Como evidência disto cita-se o uso difundido dos gráficos 3D nas indústrias do entretenimento e dos jogos, e seu suporte no PC. Por exemplo, há agora diversas API de software

gráficos 3D no PC, incluindo OpenGL, e placas de hardware de custo de uma centena a milhares de dólares. Os métodos orientados a objeto (OO) são reconhecidos como ferramentas de implementação e trabalho de software efetivo.

Construir grandes sistemas monolíticos é prejudicial à flexibilidade do software. A tendência atual é criar bibliotecas focalizadas no objeto, de modo que possa ser facilmente incorporada e distribuída em nossas aplicações. Os *toolkits* permitem fazer com que aplicações complexas sejam construídas de partes pequenas. O ponto chave é que as partes devem ser bem definidas, isto é, fazer bem uma única tarefa, com relações simples. Desta maneira podem prontamente ser montados em sistemas maiores. Assim são os *toolkits VTK* e *ITK* formados de bibliotecas com funções especificas, e estas partes podem ser reunidas de formas diversas atingindo uma aplicação em imagem médica orientada a objetos, como o *InVesalius*.

Interface de Linguagem Interpretada

As interfaces são geralmente compiladas ou interpretadas. As compiladas geralmente têm um desempenho melhor do que as interpretadas, mas estas oferecem uma flexibilidade maior. A experiência tem mostrado que construir aplicações interpretadas é mais rápido do que aplicações compiladas, principalmente através da eliminação do ciclo de compilação/link. Também, as aplicações interpretadas são escritas freqüentemente em um nível mais elevado do que as compiladas. Isto resulta em um código mais compacto e simples, mais rápido de escrever e eliminar erros. Os sistemas compilados, entretanto, são absolutamente necessários ao criar aplicações de visualização de mais alto nível, e eles oferecem também o acesso de baixo nível aos recursos do sistema computadorizado. Estes sistemas *VTK*, *ITK* e o *InVesalius* apresentam o melhor das aproximações compiladas e interpretadas, como será visto mais adiante.

Software Livre

A lição pragmática da indústria de computador é aquela para que o software tenha sucesso, deve extensamente ser usado e suportado. Decidiu-se que a melhor maneira de realizar isto era

fazer o software livremente disponível. Os benefícios antecipados desta aproximação incluem a habilidade de disseminar melhor os algoritmos, colaborar com outros pesquisadores, desenvolver a credibilidade nos campos de computação gráfica, análise de imagens e visualização, oferecer ferramentas para finalidades educacionais e de pesquisa. Usuários exteriores oferecem incorporação de novas metodologias e algoritmos, correções de erros, e sugestões valiosas para melhorar o sistema. São de diversas escolas de pensamento, de diversas áreas de pesquisa, suportando assim os *toolkits* e seus usuários da melhor maneira possível. A comunidade do *ITK* defende além do software livre acesso livre a publicação. Um software pode ser livre, isto é de uso irrestrito, sem custos, livremente distribuído, mas não ter seu código fonte aberto. Um software de código aberto, geralmente é livre, podendo ser distribuído, alterado, sem custos. Em qualquer caso, há responsabilidade e deveres de quem o utiliza.

Simplicidade

Os conceitos que se fazem da ciência da computação e gráficos não são sempre facilmente transferíveis aos usuários de ferramentas de visualização. Estes usuários já têm sua própria carga de trabalho e não têm recursos e tempo para aprender e manter uma base de conhecimento trabalhando com computação gráfica e de visualização. Mantendo o sistema simples, espera-se incentivar um maior uso da visualização e da computação gráfica 3D. Outros benefícios desta filosofia incluem o esforço reduzido para manter, estender e conectar aos *toolkits*.

Comunidade

O prazer de trabalhar em parceria com um grupo de desenvolvedores é uma forte motivação. O fato que pouco ou nenhum dinheiro está envolvido atesta meramente à força do desejo do grupo de fazer o trabalho de programação, e a presença dos desenvolvedores também confirma que o trabalho é valioso fora de nossa própria estreita situação. O valor educacional de trabalhar com um grupo de programadores experientes é grande, aprende-se muito sobre a programação lendo livremente o código disponível, perguntando e acompanhando discussões on-

line sobre o código. É a satisfação que vem ocupar uma posição proeminente na equipe de desenvolvedores de um programa livre extensamente usado.

As pessoas adquirem influência escrevendo bons códigos, encontrando e reparando erros, e consistentemente contribuindo construtivamente em fóruns públicos. Tal sistema não regulado pode parecer aberto à exploração, mas, na prática, as tentativas de roubar o crédito não sucedem - pessoas estão demasiado próximas ao código para ser enganado por todas as reivindicações falsas. A influência de um desenvolvedor na comunidade é diretamente proporcional à freqüência e à utilidade de suas contribuições, e geralmente todos envolvidos sabem disto. Um efeito colateral é um escrúpulo incomum sobre dar o crédito onde o crédito é devido.

O *InVesalius* faz parte desta idéia, por enquanto de software livre, e pretende-se futuramente de ser código aberto. Para isto é necessário haver uma estrutura de centralização do desenvolvimento, de coordenação dos desenvolvedores que se ligassem a este trabalho. Não se tem esta estrutura no CenPRA.

Para efeito de análise, dois aspectos serão descritos a seguir, o primeiro refere-se a ferramentas utilizadas, sistema operacional, linguagem de programação, ferramentas gráficas, entre outras. O segundo refere-se aos módulos e suas funcionalidades.

3.9.2 Ferramentas de Desenvolvimento

3.9.2.1 CVS - ***Concurrent Versioning System***, é um software multiplataforma que faz um controle de versão concorrente usado para controle de configuração de código fonte através de um repositório:

1. Repositório compartilhado de código fonte, documentos, e outros arquivos fonte, os quais são compartilhados por todos os desenvolvedores.
2. Verificação automática de conflitos entre códigos fonte dos desenvolvedores.
3. Habilidade de reconstruir algum estado anterior do repositório, por data ou número de versão. Eles mantêm todas as versões desenvolvidas, quem a fez e quando fez. Compara versões, indica estados das versões atuais e documenta.

Há dois servidores CVS, um na Kitware Inc. repositório *VTK* e *ITK* e outro local no CenPRA , do *InVesalius*, para atender código compilado *Windows* e *Linux* e código desenvolvido *python*. Na figura 3-5 uma tela do *WinCVS*, do lado esquerdo diretórios do sistema, do lado direito nome, extensão, revisão, opção, estado, tag, relativos ao código. Quando se conecta via internet ao servidor, utilizando o *WinCVS* figura 3-5, faz-se o *download* dos fontes com uma versão, por exemplo 1, e com revisões, por exemplo 0. O *download* aparece com a estrutura de diretórios do servidor, e cria diretórios no seu disco no seu computador.

3.9.2.2 D*oxygen* - Ferramenta de documentação C++, C, *Java*, C-objetivo, *Python*, *IDL* (Corba) que extraem comentários especialmente formatados feitos pelo desenvolvedor no código fonte. A partir deste conjunto de arquivos fonte documentados gera um *browser* de documentação on-line em HTML e/ou manual de referencia off-line em Látex. Como ele extrai a documentação diretamente do código fonte, ele mantêm a documentação consistente com o código. Ele pode extrair estrutura de código a partir de arquivos fonte não documentados. Foi desenvolvido para *Linux* e *Mac OS X*™, e há executáveis para Windows™. É um software livre, de uso, cópia, modificação e distribuição de acordo com licença *GNU*. Porém o D*oxygen* não lê código *Python* diretamente, visto que ele foi escrito originalmente para extrair documentação de código C/C++.

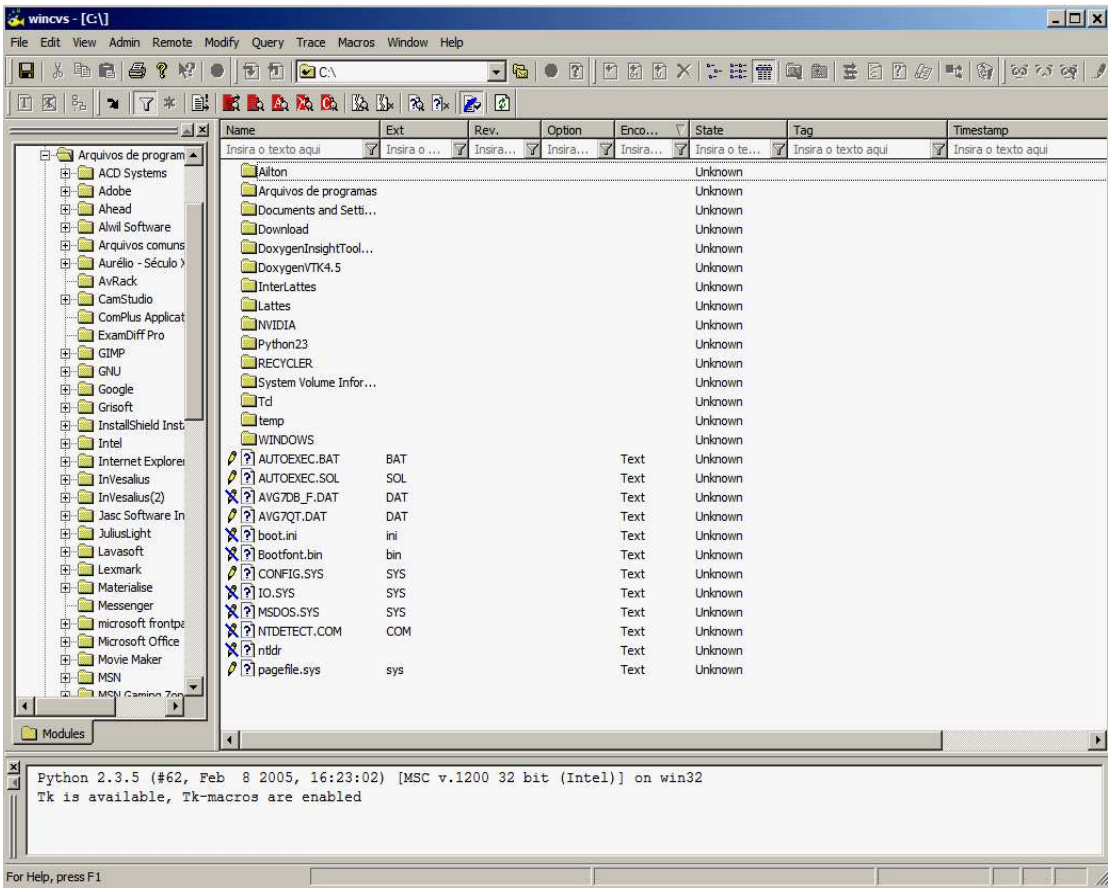


Figura 3-5: Ambiente de trabalho do *WinCVS* em ambiente Windows.

Matthias Bass desenvolveu um filtro para ser aplicado a um arquivo de entrada *python* e o doxygen processará o resultado filtrado. Um filtro que transforma código *python* em stubs C++ para que o doxygen processe a documentação. Abaixo um exemplo de comentário formatado em um programa qualquer:

```
/**
  * Uma linha titulo para classe/função/
*
* descrição prolixa em algumas linhas quando necessária
*  \author = XXXX
*  \date = 01/01/2005
**/
class foo ...          // A classe sendo descrita
int a_variable;      /// Descrição da variável
```

3.9.2.3 *CMake* - É um software usado para controlar o processo de compilação de programas usando uma simples plataforma e arquivos de configuração independentes do compilador. *Cmake* gera arquivos *makefiles* nativos e espaços de trabalho (*workspaces*) que podem ser usados no ambiente de compilação de sua escolha, *Linux* ou Windows respectivamente. Com ele é possível suportar ambientes complexos que requerem configuração do sistema, geração pré-processador, geração de código, e instanciação de *templates*. *Cmake* foi desenvolvido pela Kitware Inc. como parte do trabalho da NLM Insight (NLM, 1986), é código aberto e multiplataforma. A utilização deste programa é simples, e no caso dos trabalhos VTK e ITK, foram fornecidos arquivos *cmakelist.txt* em cada diretório fonte da arvore de diretórios de cada *toolkit*. O programa *Cmake* ao ser executado lê o *cmakelist.txt* do diretório raiz, e encontra nele os caminhos dos outros *cmakelist.txt* alem de outras informações necessárias para o processo de compilação, e gera a tela abaixo. Ele identifica através do caminho do sistema onde está o compilador, o diretório dos arquivos fonte feitos pelo programa CVS, identifica quais bibliotecas serão necessárias, aonde se vai guardar os programas objeto e o executável, e o que se vai linkar.

3.9.2.4 *PYTHON* - A principal ferramenta é sem dúvida o *Python*. Esta é a linguagem do software *InVesalius*, utilizada para a criação de toda a interface. É também quem gerencia o uso de outros módulos, como o de entrada e saída e a biblioteca gráfica utilizada. Toda a lógica de controle dos módulos, de interface entre os módulos, toda a inteligência desenvolvida para o software em termos de análise de imagem, computação gráfica, I/O, foi feita em *Python*.

Criado no inicio de 1990 por Guido van Rossum no *Stichting Mathematisch Centrum* (CWI), Holanda como um sucessor de uma linguagem chamada ABC. O nome *Python*, surgiu após um show na BBC do circo voador *Monty Python* (``*Monty Python's Flying Circus*'') e não tem nada a ver com répteis malvados (*Beazley, 2000*) (*Grayson, 2000*) (*Lutz, 2001*) (*python software foundation, 2005*) (*O'Reilly, 2005-A*) (*O'Reilly, 2005-B*) (*python*ology, 2005) (*Vaults, 2005*). O *Python* é uma linguagem interpretada simples de usar, economiza tempo considerável durante o desenvolvimento de programa porque nenhuma compilação é necessária.

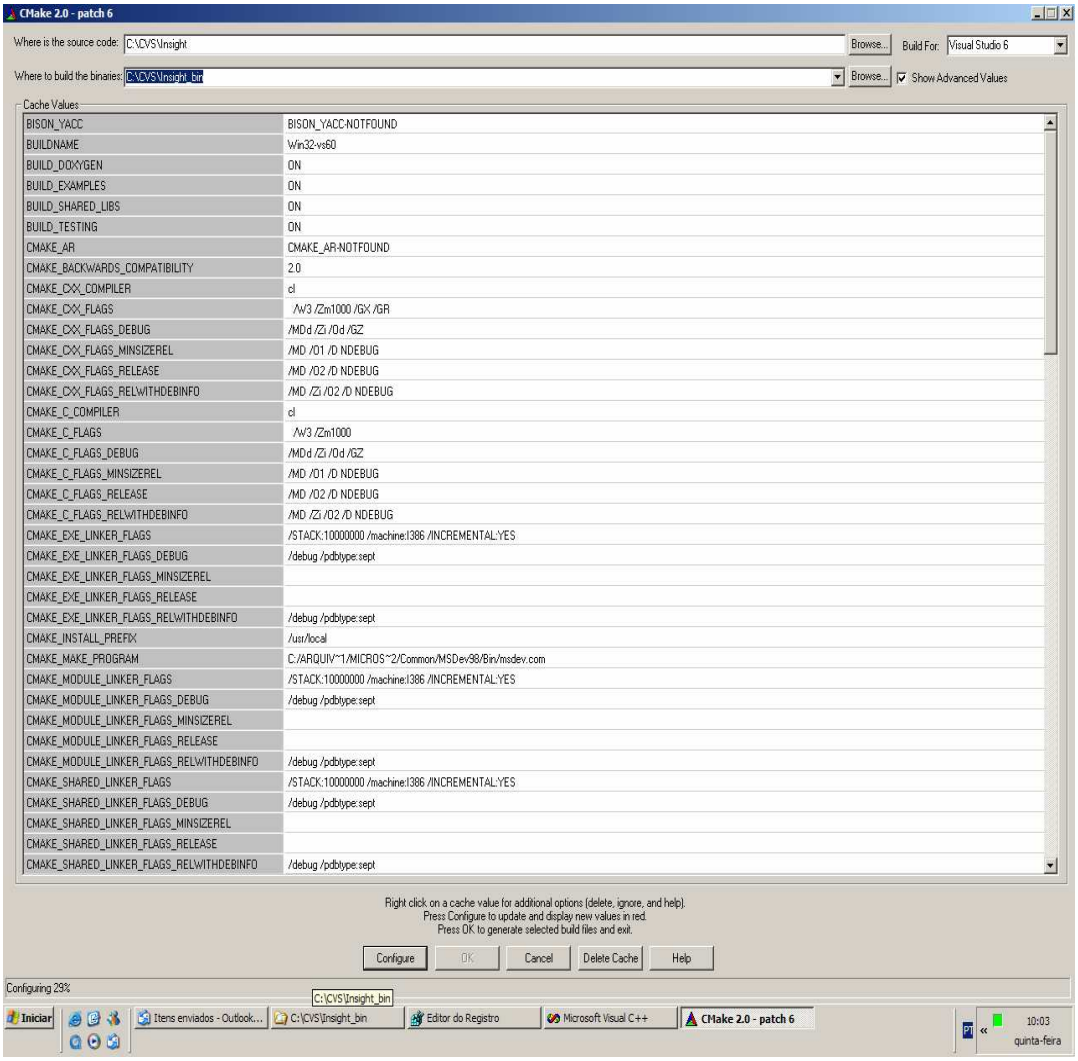


Figura 3-6 – Tela de configuração do CMAKE no Windows. Onde estão os fontes, para onde vai os binários, onde está o CableSwig, o compilador C++, o *python* e seus módulos, são alguns dos parâmetros utilizados pelo Cmake para compilar, fazer o link, e gerar executáveis.

O interpretador pode ser usado interativamente, é fácil de experimentar com as características da linguagem ou de testar funções durante o desenvolvimento de programa de baixo para cima. Funciona em diferentes computadores e sistemas operando em: Windows, MacOS, muitos tipos de Unix, OS/2.

É extensível - É fácil adicionar uma função ou um módulo interno novo ao interpretador para executar operações críticas na velocidade máxima, ou para ligar programas do *Python* às bibliotecas que podem somente estar disponíveis em forma binária (tal como bibliotecas gráficas

vendidas). Funções e módulos podem ser acrescentados ao interpretador. Isto faz o *Python* uma linguagem ideal para o desenvolvimento de protótipo e outras tarefas de programação *ad hoc*, sem comprometer a manutenção. O *Python* permite que se divida o programa em módulos que podem ser reusados em outros programas do *Python*. Vêm com uma grande coleção de módulos padrões que se pode usar como base de seus programas, *numerics*, *image* entre outros. O *Python* permite escrever programas compactos e legíveis. Os programas escritos no *Python* são tipicamente muito mais curtos do que programas equivalentes de C ou de C++. Tipos de dados de alto nível permitem que se expressem operações complexas em uma única declaração e agrupar declarações é feito pela endentação em vez de começar e de terminar colchetes e nenhuma declaração da variável ou argumento é necessária.

Não há restrições de copyright no uso do *Python*. Pode-se utilizar o código fonte livremente, deixando o copyright e mostrando-o em todas as documentações que se produzir. Honrando as regras de copyright, pode-se usar o *Python* para fins comerciais, vender cópia do *Python* na forma de fonte ou binário (modificado ou não) ou vender produtos que incorporem o *Python* de alguma forma. Há uma comunidade internacional trabalhando no *Python*, tais como: mailing list, (*list, 2005*).

3.9.2.5 *VTK* - Seguindo uma linha de importância, talvez o *VTK* seja a segunda ferramenta mais importante. O *toolkit* de visualização (*VTK*) é código aberto software livre, disponível para computação gráfica 3D, processamento de imagem, e visualização usado por centenas de pesquisadores e desenvolvedores em torno do mundo. O *VTK* (*Schroeder, 1998*) consiste de uma biblioteca de classes C++, com base na metodologia orientada a objetos, e diversas camadas de código criam a interface interpretada incluindo linguagens Tcl/Tk Java e *Python*.

VTK suporta uma grande variedade de algoritmos de visualização incluindo métodos escalar, vetor, tensor, textura e volumétrico; e técnicas de modelagem avançadas tais como modelagem implícita, redução de polígonos, suavização de malhas, corte, contorno, e triangulação de Delaunay. Além disso, dúzias de algoritmos de análise de imagem têm sido diretamente integradas para permitir que o usuário combine algoritmos 2D e algoritmos gráficos 3D. O trabalho e a execução da biblioteca são influenciados fortemente por princípios de

orientação a objetos. *VTK* foi instalado e testado em plataformas baseadas em Unix, em PCs (Windows 98/ME/NT/2000/XP), e em Mac OSX jaguar e outros.

A modelagem gráfica em *VTK* está em um nível mais elevado de abstração do que bibliotecas de rendering como *OpenGL*. Isto porque existem classes do *VTK* que fazem a chamada às funções do *OpenGL*, e não se precisa fazer um programa para isto. Assim é muito mais fácil criar gráficos e aplicações de visualização. Em *VTK* as aplicações podem ser escritas diretamente em C++, em Tcl, em Java, ou em *Python*. Usando estas linguagens interpretadas com suas bibliotecas da classe GUI, é possível construir aplicações úteis e rápidas. Um processo (*wrapping*) de encapsulamento automatizado gera interfaces entre C++ e linguagens de programação interpretadas (que usa *CableSwig*, uma ferramenta de software para automatizar estas interpretações). Isto permite criar o software usando uma variedade de linguagens de programação. O estilo de implementação C++ do *VTK* é referido como programação genérica (isto é, usa código moldado – *templated* no vocabulário de software). Tais meios *templates* C++ significam que o código é altamente eficiente, e que muitos problemas de programação são descobertos mais em tempo de compilação, do que em tempo de execução do programa.

Embora *VTK* seja livre, existe suporte comercial oferecido pela empresa Kitware. Há dúzias de outras companhias, indo de grandes laboratórios de pesquisa do USA às firmas pequenas que vendem pós-processadores feitos sob encomenda que usam *VTK*. Também, *VTK* é usado extensamente no meio acadêmico por pesquisadores em cursos sobre visualização e gráficos.

Resumo:

1 Mais de 700 classes C++ e mais de 350.000 linhas de código C++ (110.000 linhas executáveis) e mais de 215.000 linhas geradas automaticamente de código Tcl (contagem similar para *Python* e Java).
2 Projetado utilizando método de Rumbaugh et al. (*Object-Oriented Modelling and Design from Prentice-Hall*). Fácil para entender código C++.
3 Documentação no código e em paginas html. Muitos exemplos, aplicações, testes e dados.

4 Projetado para ser extensível. Suporta memória distribuída e multithreading para algoritmos paralelos.

3.9.2.6 *ITK* - Em 1999 a Biblioteca Nacional de Medicina do Instituto Nacional de Saúde dos USA concedeu um contrato de 3 anos para desenvolver um *toolkit* de registro e segmentação de imagens, em código aberto, que veio a ser conhecido como Insight *Toolkit* (*ITK*). O gerente de trabalho de NLM do *ITK* era o Dr. Terry Yoo, que coordenou os seis contratantes principais que fizeram o Consócio do Software Insight. Estes membros do Consócio incluíram os três sócios comerciais GE. Corporate R&D, Kitware, Inc., e MathSoft (o nome da companhia é agora Insightful); e três parceiros acadêmicos Universidade Carolina do Norte Carolina (UNC), Universidade do Tennenssee (UT), e Universidade da Pensilvânia (UPenn) (Ibanez, 2003).

O *ITK* tem um copyright do *Insight Software Consortium*, uma aliança sem fins lucrativos de organizações e indivíduos interessados em suportar o *ITK*. O copyright (*Copyright, 2005*) é licença de código fonte que permite uso para todo propósito, com exceção possível de código encontrado no diretório patente, e com reconhecimento próprio (Copyright (c) 1999-2003 *Insight Software Consortium - All rights reserved*). A redistribuição e uso na forma binária e fonte, com e sem modificação, são permitidas, mas devem atender as seguintes condições:

1 Redistribuição do código fonte precisa reter as observações de copyright acima, a lista de condições e os seguintes desmentidos.
2 A redistribuição na forma binária precisa reproduzir as observações de copyright acima, esta lista de condições e os seguintes desmentidos na documentação e/ou outros materiais fornecidos com a distribuição.
3 O nome *Insight Software Consortium*, nem os nomes dos membros do consorcio, nem de algum contribuidor, seria usado para endossar ou promover produtos derivados deste software sem permissão escrita antecipada.
4 Versão fonte modificada precisa ser claramente marcada como tal, e não precisa ser deturpada como sendo software original.

ITK é um *toolkit* de software cobrindo a área de registro (*NLM, 1986*) e segmentação de imagens, em duas, em três, ou mais dimensões. É implementado em C++, é multiplataforma, usando o ambiente de configuração de *CMake* para controlar o processo de compilação. Além disso, um processo (*wrapping*) de encapsulamento automatizado gera interfaces entre C++ e linguagens de programação interpretadas tais como o *Tcl*, o *Java*, e o *Python* (que usa *CableSwig* – www.swig.org). Isto permite criar o software usando uma variedade de linguagens de programação. O estilo de implementação C++ do *ITK* é referido como programação genérica (isto é, usa código moldado – *templated* no vocabulário de software), semelhante ao VTK.

O *ITK* usa um modelo de desenvolvimento de software referido como a programação extrema. Esta programação utiliza um processo iterativo e simultâneo de trabalho - implementação – teste – atualização, diferente da criação do software usual. As características chaves são a comunicação e teste. A comunicação entre os membros da comunidade *ITK* é o que ajuda a controlar a rápida evolução do software, os colaboradores em torno do mundo podem usar, eliminar erros, manter, e estender o software. Teste é o que mantém o software estável. Em *ITK*, um processo de teste extensivo que mede a qualidade em uma base diária. O teste *ITK* dashboard é postado continuamente em http://public.kitware.com/dashboar.php, refletindo a qualidade do software.

Resumo:

1 Não se dirige a visualização e interface gráfica. Estes são deixados a outros *toolkits* (tais como VTK, VisPack, 3DViewnix, MetaImage, etc..). Suporte a processamento paralelo Multi-thread (memória compartilhada).
2 1000 construções noturnas, 660 testes noturnos, 21 plataformas, 700 classes, 1600 arquivos com código fonte, ver figura 3-7 para os módulos principais.
3 Arquitetura de fluxo de dados: dados são representados usando os objetos de dados os quais são processados por objetos de processo (filtros). Os objetos de dados e os objetos de processo são conectados juntos como encanamentos, chamados de *pipeline* . Os *pipeline* s são capazes de processar os dados em partes de acordo com ajuste de limite de memória especificada pelo usuário no *pipeline* .

4 É construído usando princípios de programação genérica. Tal código de C++ pesadamente *templated* desafia muitos compiladores; portanto o desenvolvimento foi cumprido com as versões anteriores do Microsoft Visual Studio C do Windows™, Sun™, do GCC, do Intel™, e dos compiladores do SGI. É multiplataforma (Unix, Windows e MacOSX™).

5 Suporta a combinação de múltiplas linguagens, incluindo Tcl, o *Python*, e o Java. Estas combinações são automaticamente geradas utilizando um processo de autocombinação. *CableSwig* é uma ferramenta que se utiliza para envolver o código.

Documentação para usuários e desenvolvedores pode ser encontrada em (*Documentação ITK, 2005*), e o principal documento é http://www.itk.org/itksoftguide.pdf (*Download* ITK, 2005).

3.9.2.7 *SWIG* - É uma ferramenta de desenvolvimento de software que possibilita a correta importação do módulo, escrito em C/C++, para interpretar códigos para *Python* e outras linguagens de programação de alto nível. Ele é mais comumente usado para criar ambientes de programação compilados ou interpretados de alto nível, interfaces de usuário e como ferramenta para testar e prototipar software C/C++. Ele também pode exportar sua árvore de análise na forma de *XML* e expressões *LISP*. *SWIG* é de uso, distribuição e modificação livre tanto para uso comercial quanto não comercial. É usado para traduzir para o *python* como interpretar as variáveis das classes C++ do *VTK*.

3.9.2.8 *CableSwig* - É um software usado para criar interfaces (isto é, *wrappers*) para linguagens interpretadas tal com o *Python*, *tcl*. Ela foi criada para produzir *wrappers* para o *ITK* porque o toolkit usa estruturas C++ que o *SWIG* não pode analisar (instanciações *templated* profundamente aglomeradas) como fazia no VTK. *CableSwig* é uma combinação de ferramentas que utiliza um programa *GCC_XML* (uma extensão do compilador gcc) para analisar C++. Os arquivos de entrada são estilo Cable (uma ferramenta para gerar automaticamente bindings para classes C++ para uso em linguagens interpretadas). O *XML* produzido dos arquivos de entrada *CABLE/GCC_XML* são então analisados e fornecidos para uma versão modificada do *SWIG*. O fluxo de geração de código C/C++ para *python* é mostrado na figura 3-7.

Fazendo-se um resumo: fez-se *download* do software fonte utilizando o CVS, considera-se já instalado os softwares *CSwig*, o *CableSwig*, o *python*. Executando o *Cmake* para o *VTK*, gera-se as bibliotecas do *VTK*, executa-se o *Cmake* para o *ITK*, gera-se as bibliotecas para o *ITK*. Tem-se o ambiente de desenvolvimento pronto, figura 3-8. A partir daí é começar a desenvolver os seus programas. A figura abaixo resume o ambiente. O software de desenvolvimento de interface *WXPython* será descrito quando se falar de interface.

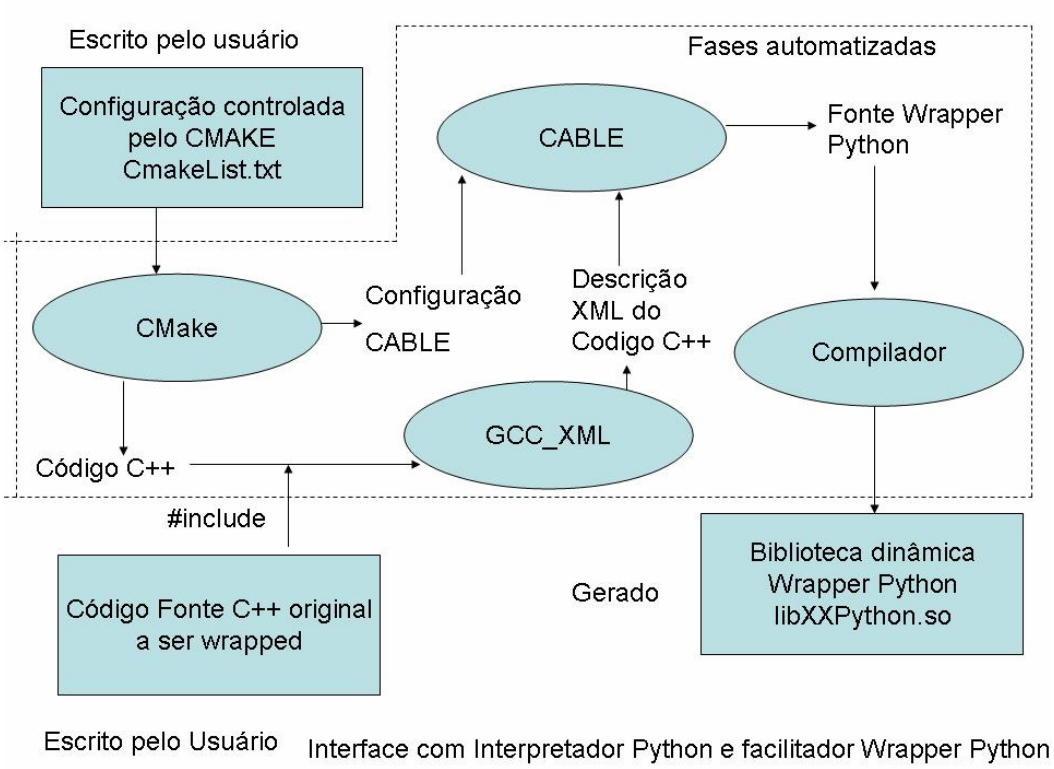


Figura 3-7: Resumo do fluxo de dados para gerar uma biblioteca para Windows ou Linux para a linguagem *Python*. A partir do código fonte C++ e das instruções contidas no Cmake do que se tem que compilar e onde estão, gera-se o interpretador de código *wrapper*.

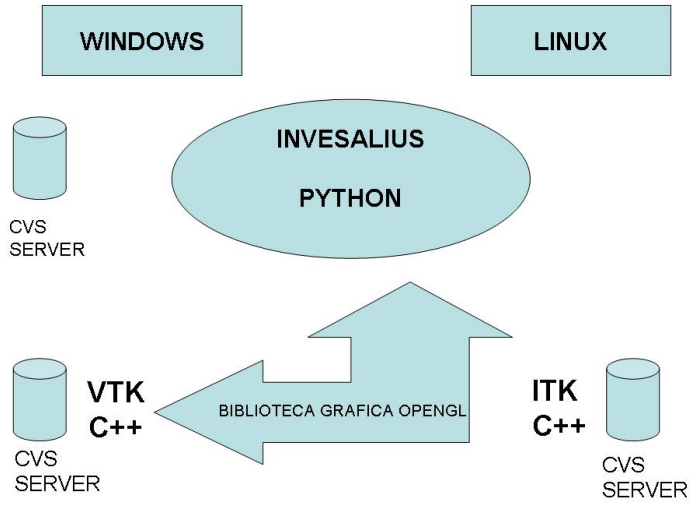


Figura 3-8: Diagrama funcional das bibliotecas utilizadas no *InVesalius*.

3.10 Funcionalidade dos Módulos do Software *InVesalius*

Abrangendo a parte de visualização das imagens, principalmente tridimensional, é importante apresentar alguns conceitos: Nosso volume é formado a partir de uma serie de fatias em cortes bidimensionais. Para que seja possível renderizar um volume, é preciso aplicar uma série de filtragens nos arquivos de dados. Primeiramente, definem-se quais as fatias que serão utilizadas na criação do volume e a seguir colocá-las em ordem uma após a outra de forma correta. Agora, deve-se definir qual a estrutura anatômica de interesse deve ser renderizada. Isto porque no exame as imagens não fornecem apenas a estrutura óssea como também todos os músculos, pele e outros tecidos que a formam. Deve-se, portanto, filtrar todas as estruturas indesejadas. Esta filtragem é feita, inicialmente, pela segmentação da imagem. Como cada estrutura tem uma faixa de tons de cinza pré-definida, ao escolher que faixa destes tons deve ser usada, o volume apenas apresentará estruturas relativas a esta faixa.

Outro conceito importante é o de interpolação. Para a criação do volume não basta apenas sobrepor fatias. Isto porque diversas vezes as fatias estão consideravelmente espaçadas, o que impossibilita a criação volumétrica a partir da simples união das imagens planas. O que deve ser feito é a criação de novas fatias intermediárias, para que o espaçamento entre duas fatias

consecutivas seja diminuído e igualado. Esta é a técnica de interpolação, que pode ser realizada de diversas maneiras já que a biblioteca *VTK* apresenta alguns algoritmos diferentes para a criação das fatias “virtuais”. Ver figura 3-9.

Os "módulos" descritos a seguir executam uma tarefa única e utilizam um conjunto de Classes C++. É importante ressaltar que cada módulo foi escrito independentemente, ou seja, basta “adicionar” o código fonte de cada um deles à biblioteca a ser criada para que esta reconheça o tipo de arquivo desejado.

3.10.1 Entrada de dados

O módulo de entrada de dados passou por duas fases de desenvolvimento. Na primeira implementou-se uma biblioteca dinâmica, escrita estritamente em linguagem C para ser importada pelo interpretador *Python*, para atender uma variedade de formatos proprietários. Numa segunda fase, esta foi substituída por um módulo escrito em *Python*, onde atendia somente o padrão DICOM e permitia a leitura de dados raw desde que se conhecessem os parâmetros de formação da imagem. Como esta é uma linguagem multiplataforma e assim também deve ser o software final, a biblioteca deve ser compilada para os sistemas que serão alvos do software, isto é Windows, onde uma biblioteca “dll” é gerada e Linux, caso em que uma biblioteca “.so” é gerada.

A razão de iniciar o desenvolvimento do módulo de entrada desta forma se deveu aos seguintes fatores:

1 Os tomógrafos em nossa região forneciam imagens em formato proprietário, e os técnicos de radiologia tinham pouco conhecimento dos dispositivos de saída do TC.
2 O padrão DICOM não existia em tomógrafos mais antigos, e era a maioria quatro ou mais anos atrás.
3 Nos tomógrafos mais modernos, onde dispositivos de gravação e protocolo Dicom já eram realidade, e mesmo com refinamentos no protocolo de aquisição de dados do TC e RM para atender requisitos de reconstrução 3D, existiu muita dificuldade técnica e

resistência cultural por parte dos técnicos de radiologia. Quando gravavam as fatias em CD ocorriam vários erros, ou seja, faltava descriminação de estudos, séries, ordem de aquisição, filtros apropriados, ou muitas fatias eram gravadas com parâmetros diferentes. Assim muitas regras condicionantes foram implementadas no módulo de E/S para adequar o software a ler uma grande variedade de dados e de formatos.

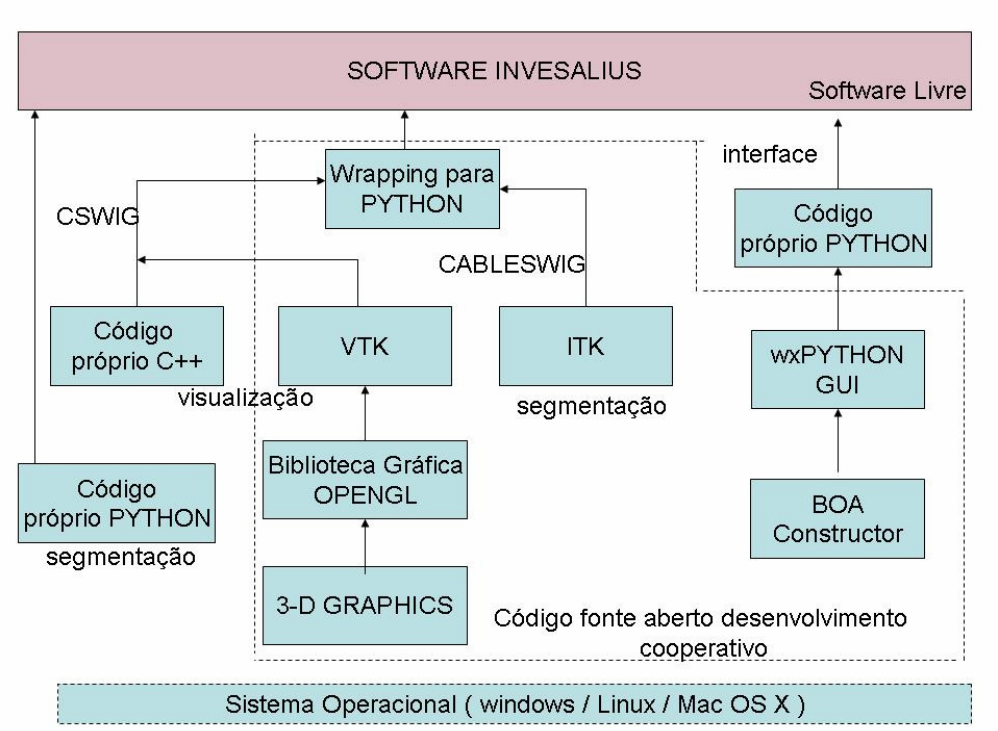


Figura 3-9: Lógica de operação do sistema de desenvolvimento do *InVesalius*, com três módulos principais visualização, segmentação e interface de controle, onde se utiliza bibliotecas C++ consolidadas e onde se desenvolve código próprio.

A criação do módulo foi baseada no software *XMedcon,* um software de código aberto. Este é um visualizador de imagens médicas, capaz de fazer leitura de diversos tipos de arquivos (além de ser possível a leitura de arquivos binários pelo fornecimento correto de seus parâmetros) e exportá-los para arquivos com formatos de imagens bidimensionais comercialmente conhecidos (XMedcon). Foi feito um programa C++ que continha apenas segmentos de códigos relacionados a conversões de tipos de arquivos que pudessem ser úteis (tomógrafos Siemens, GE., Elsint, Toshiba), ou seja, deste software foram extraídas rotinas que, escritas em blocos separados,

forneciam alguns tipos de arquivos suportados (tanto para leitura quanto para escrita) pelo sistema em desenvolvimento. Para criar uma biblioteca com código escrito em C/C++ de modo que pudesse ser importada e utilizada pela linguagem *Python* foi utilizado um software que funciona como conversor: o *SWIG* traduz o código escrito em C/C++ de modo que seja entendido pelo *Python* através de uma biblioteca dinâmica. Ele faz isto utilizando um arquivo intermediário que funciona como um arquivo de cabeçalho para linguagem C (".h"), onde está explicitado quais as variáveis do código deverão ser manipuladas e quais as funções deverão ser acessadas pelo *Python*. Além delas, algumas variáveis globais são também compartilhadas para que ao realizar a leitura de determinados arquivos o *Python* seja capaz de extrair certas informações.

Mais tarde se verá que o trabalho de inclusão da biblioteca *VTK* e *ITK* foram bastante simplificados por uma ferramenta de desenvolvimento de software que utiliza o *SWIG*, chamada *CableSwig*, que automatiza esta conversão de dados.

3.10.2 A Inclusão do Formato DICOM

Porém com o passar dos tempos, novos TC começaram a substituir os antigos em clinicas de imagem, (ainda há muitos antigos em hospitais públicos) e o padrão DICOM começou a se tornar mais conhecido e utilizado. Também devido a dificuldades enfrentadas em gravar arquivos proprietários (falta de dispositivos de gravação de disquetes 3 ½ e de CDs), decidiu-se retirar este módulo e substituí-lo por um escrito em *Python* para ler *raw* e DICOM conforme esquema da figura 3-10. Um módulo em python foi desenvolvido para analisar parâmetros e ler os arquivos se os parâmetros estiverem corretos.

O sistema *InVesalius* trabalha com imagens pré-processadas a partir de imagens originalmente DICOM. Ao serem selecionadas as imagens para um novo projeto – uma nova sessão de análise de imagem lendo um conjunto de fatias e gerando um volume específico – estas são analisadas e, caso sejam reconhecidas no padrão DICOM, é criado um *Projeto*. Este *projeto* é constituído por um *arquivo de cabeçalho* e por vários arquivos de imagens, tantos quantos for o número de fatias do projeto em questão. Todo o processo descrito abaixo segue o fluxo descrito na figura 3-10.

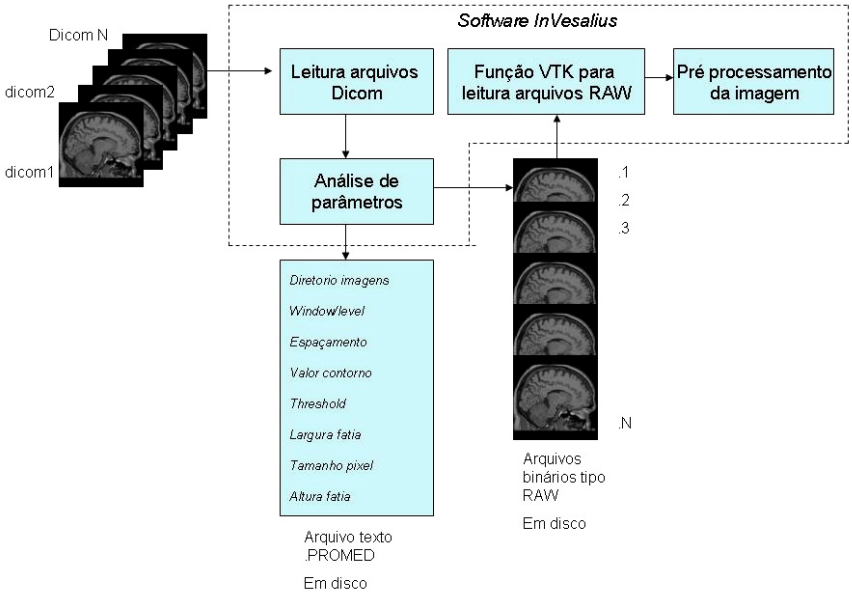


Figura 3-10: Leitura de N arquivos DICOM, análise dos parâmetros do cabeçalho de todos os arquivos, pré-processamento e escrita em disco de um arquivo intermediário compactado. A seguir a leitura deste arquivo para um formato interno de trabalho com o VTK dentro do *InVesalius*.

3.10.3 Arquivo de Cabeçalho

O *arquivo de cabeçalho* é, basicamente, um arquivo texto com as informações necessárias para o processamento do software *InVesalius*. É identificado pela extensão *promed* e cada uma de suas linhas representa um parâmetro para o sistema *InVesalius*. A seqüência de linhas deste arquivo é dada da seguinte maneira:

#Informações Gerais

Nome: <caminho completo do arquivo .promed>

Tamanho: <tamanho em bytes do trabalho>

N. Fatias: <inteiro representando o número total de fatias>

#Dados do Trabalho

<Diretório das imagens DICOM originais>

<Diretório do trabalho PROMED>

<Largura da fatia em pixels (inteiro)>

<Altura da fatia em pixels (inteiro)>

<Tamanho do pixel no eixo X (float)>

<Tamanho do pixel no eixo Y (float)>

<Espaçamento (float)>

<Window/Level Mínimo (inteiro)>

<Window/Level Máximo (inteiro)>

<Threshold Mínimo (inteiro)>

<Threshold Maximo (inteiro)>

<Valor de Contorno (inteiro)>

#Raw Data

<Lista python com 12 parâmetros – Vide explicação abaixo>

#Fatias

<Lista python identificando as fatias do trabalho – Cada elemento é uma tupla (Caminho da fatia dicom, posicionamento)>

As linhas que iniciam com o caractere "#" indicam comentários. Separam cada seção de informações do arquivo. Assim, a primeira seção – *Informações Gerais* – identifica o arquivo do trabalho; a segunda – *Dados do Trabalho* – identifica os dados necessários para a leitura correta das imagens; a terceira seção – *Raw Data* – fornece parâmetros adicionais para trabalhos não convencionais ou que exijam dados mais detalhados; a quarta e última seção – *Fatias* – lista as fatia que compõem o trabalho formatado em uma lista de *tuplas*, ou seja, cada elemento da lista é uma tupla de dois elementos onde o primeiro é o caminho completo da fatia DICOM e o segundo um número real identificando a posição milimétrica da fatia segundo a origem determinada pelo início do exame.

A lista da seção Raw Data do arquivo de cabeçalho tem a seguinte seqüência de parâmetros: (X, Orientação, Orientação das Colunas, Orientação das Linhas, X, X, X, Largura, Altura, Tipo dos Dados, Modalidade, Número de Componentes de Cores). Os parâmetros indicados com um 'X' não estão sendo utilizados, podendo assumir qualquer valor – geralmente,

o número 0. Orientação é um inteiro podendo assumir os valores 0, quando a orientação das fatias é axial, 1 quando coronal e 2 quando sagital. Orientação das Colunas e Orientação das Linhas é uma tupla de três elementos onde cada um deles assume um valor dentre {-1,0,1}; identificam as orientações das linhas e colunas da imagem (como se esta fosse uma matriz de valores) necessárias para o correto posicionamento das imagens na orientação correta. Largura e Altura identificam o tamanho das fatias. Tipo de Dados identifica o tipo da variável de cada pixel na imagem DICOM original; é identificado numericamente, segundo os padrões da biblioteca VTK (por exemplo, o número 5 identifica tipo *unsigned short* para os dados de cada pixel na imagem). Modalidade assume valor 0 caso este trabalho seja originado de equipamento tomográfico e 1 se o equipamento for RM. Por fim, o parâmetro Número de Componentes de Cores indica quantas componentes de cores cada pixel pode ter; para imagens monocromáticas (níveis de cinza), este parâmetro assume valor 1; para imagens coloridas, assume valor 3 (R,G,B).

3.10.4 Arquivos de Imagens

Além do arquivo de cabeçalho, o *InVesalius* é composto também por arquivos de imagens que ele grava em disco em formato binário para facilitar a leitura para classes VTK. Estes são identificados por arquivos com extensão numérica (xxxx.0, xxxx.1, xxxx.2, ...) e a extensão indica a posição desta imagem no volume tridimensional. Cada arquivo é uma fatia do projeto após passar por uma série de modificações. Assim, depois de reconhecidas como DICOM, as fatias são reduzidas para o tamanho 256 x 256 *pixels* e transformadas para o tipo short. Feito isso, cada fatia é guardada em um arquivo em formato *raw*. A união de todas as fatias representa todo o projeto *INVESALIUS*. Todos "os arquivos de fatias devem ser reunidos em um só arquivo com extensão ".INV", para melhor proteger o projeto InVesalius.

3.10.4.1 Identificando Informações em um arquivo DICOM

O arquivo DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine* – é composto por um cabeçalho com diversas informações acerca do exame, paciente, equipamento, etc., e pela imagem adquirida por um equipamento médico, como de ressonância magnética, tomografia, ultra-sonografia, dentre muitos outros. A figura 3-11 descreve as informações de um cabeçalho DICOM. No capitulo 2 e no **Apêndice V – Formato de arquivos DICOM** podem ser obtidas mais informações sobre este protocolo. As informações de cabeçalho seguem um padrão ilustrado no dicionário DICOM. Cada campo do dicionário é determinado por *tags* hexadecimais no arquivo. Por exemplo: o nome do paciente (*Patient's Name*) é identificado no arquivo pela tag (0x0010, 0x0010). Cada *tag* é composta por dois números hexadecimais. O primeiro identifica o *GRUPO* ao qual pertence à informação. O segundo identifica o número do *ELEMENTO* neste grupo.

A análise de qualquer arquivo médico que siga, mesmo que apenas parcialmente, os padrões DICOM podem ser feitos por meio de um editor hexadecimal, e é de forma semelhante que é feita a leitura do arquivo pelo módulo do *InVesalius*. Para encontrar uma informação no cabeçalho é necessário conhecer a *tag* referente a esta informação. Feito isso, basta inverter os dois bytes do grupo da *tag* e a este valor adicionar os dois bytes do elemento, também invertidos. Por exemplo: para encontrar o nome do paciente em um arquivo DICOM é só procurar pela seqüência hexadecimal (10001000). Para chegar a este valor, basta encontrar no dicionário a *tag* referente ao nome do paciente: (0x0010, 0x0010). Grupo: 00 10 - Grupo invertido: 10 00. Elemento: 00 10 - Elemento invertido: 10 00. => Grupo Invertido + Elemento Invertido: 10 00 10 00. Após encontrar a seqüência hexadecimal no arquivo DICOM referente, é necessário saber como se extrai a informação desejada. Os próximos 2 *bytes* indicam a representação do valor (VR). Esta representação é fixa para cada *tag* e definida no dicionário DICOM. Assim, para o nome do paciente, verificamos que o VR é PN. Traduzindo para hexadecimal, P=>50, N=>4E. Ou seja, após a seqüência '10 00 10 00' encontramos '50 4e' no arquivo DICOM. Este valor VR serve para identificar o tipo de dado que está armazenado neste campo PN, por exemplo, indica que se trata de um *Nome de Pessoa* (*Person Name*) e que este campo tem, no máximo, 64 *bytes*.

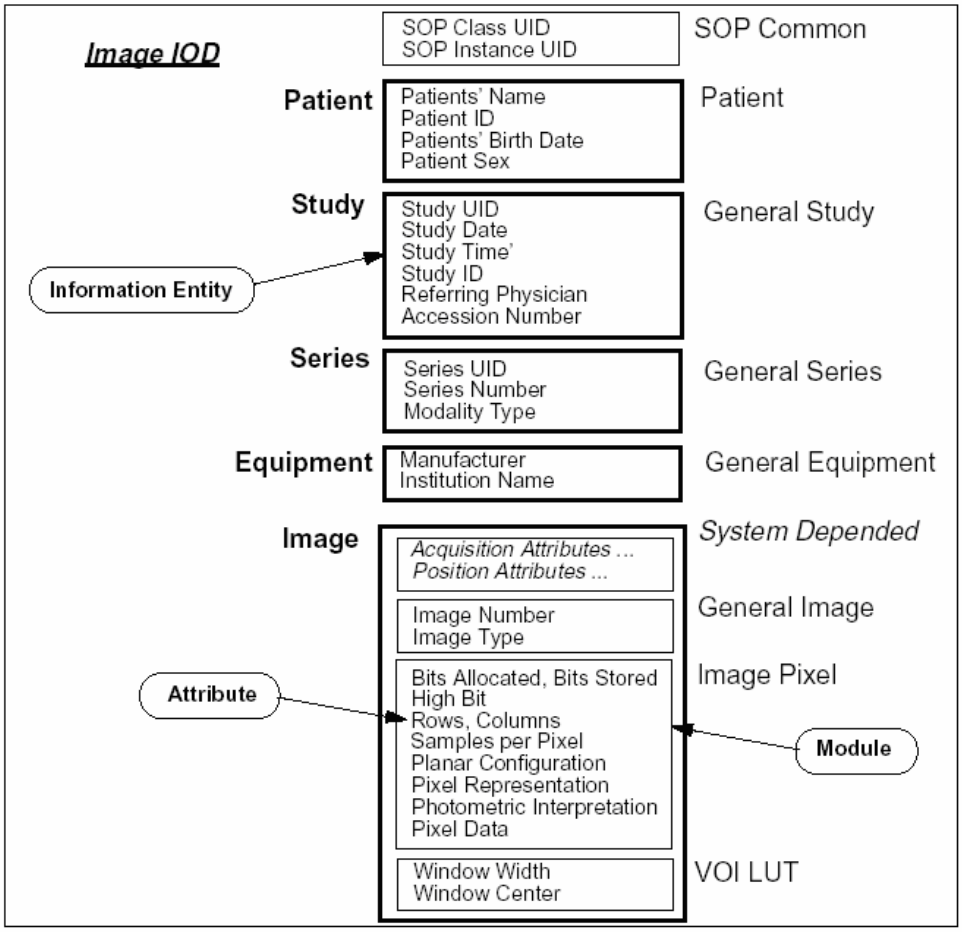


Figura 3-11: Descritivo do cabeçalho que compõe cada arquivo no formato DICOM

Para maiores informações sobre a representação do valor de cada *tag* veja a tabela 3-1. Encontrado o VR para o nome do paciente (PN), sabe-se que os dados que virão são caracteres e o conteúdo deste campo ocupa no máximo 64 bytes. Porém, o tamanho exato deste conteúdo é indicado nos próximos 2 bytes, após a indicação "PN". Supondo que o paciente se chame JOÃO JOSE DA SILVA, como cada letra e espaço são representados por um byte, este campo ocuparia, portanto, 18 bytes. Em hexadecimal, 18 bytes = 00 12. Mas, como no caso do grupo e elemento, estes valores estão invertidos no arquivo DICOM, sendo representado, pelo valor hexadecimal 1200. Assim, no arquivo DICOM o nome de um suposto paciente JOÃO JOSE DA SILVA é armazenado na seção de cabeçalho pela seguinte seqüência de valores hexadecimais 10 00 10 00 50 4E 12 00 seguida pelo nome do paciente em hexadecimal: 4A 4F 41 4F 20 4A 4F 53 45 20 44 41 20 53 49 4C 56 41.

Tabela 3-1: Representação dos valores dos *tags* do dicionário DICOM (*Difere de acordo com sintaxe transferência).

VR	Format	Data Length (Byte)
AS (Age String)	nnnY, nnnM, nnnW, nnnD	4
AE (Application Entity)		16 (max.)
CS (Code String)		16 (max.)
DA (Date)	YYYYMMDD	8
DS (Decimal String)	+xxx.xxxx, -xxx.xxxxx, etc	16 (max.)
DT (Date Time)	YYYYMMDDHHMMSS.FFFFFF	26 (max.)
FL (Floating Point Single)		4
FD (Floating Point Double)		8
IS (Integer String)		12 (max.)
LO (Long String)		64 (max.)
LT (Long Text)		10,240 (max.)
OB (Other Byte String)		Difere *
OW (Other Word String)		Difere *
PN (Person Name)		64 (max.) / componentes
SH (Short String)		16 (max.)
ST (Short Text)		1,024 (max.)
TM (Time)	HHMMSS.FFFFFF	16 (max.)
UI (Unique Identifier)		64 (max.)
UL (Unsigned Long)		4
US (Unsigned Short)		2

É importante salientar que os dados de cada campo devem ser lidos de acordo com a representação de valor definida para este campo. Se os dados forem *string*, o valor hexadecimal deve ser convertido para string. Caso seja *unsigned short*, o valor hexadecimal deve ser convertido para este tipo de dados.

3.10.4.2 Extraindo as Imagens

Após o cabeçalho, todo arquivo DICOM contém a imagem adquirida pelo equipamento que armazenou os dados. No padrão DICOM, a imagem é armazenada no arquivo como se fosse um campo qualquer. Ou seja, a imagem possui uma *tag* (*Pixel* Data: 0x7FE0, 0x0010) e um VR. (OW ou OB). As imagens são armazenadas *pixel* a *pixel*, como uma imagem raw. Além disso, nem sempre o tamanho da imagem está explícito no cabeçalho. Neste caso, o tamanho em bytes da imagem é obtido multiplicando a largura da fatia, a altura da fatia e o número de bytes referente à representação dos dados de cada *pixel*. Por exemplo: supondo que em um dado arquivo DICOM a imagem seja 512 x 512 e o valor de cada *pixel* esteja armazenado como unsigned short. O tamanho total da imagem será 512 x 512 x 16 = 4.194.304 bytes. Para a extração da imagem do arquivo DICOM, são necessários alguns parâmetros importantes. Abaixo estão listados os principais e as respectivas *tags* de cada um deles:

Identificação dos dados dos *Pixel*s	(0x7FE0,0x0010)
Largura da fatia	(0x0028,0x0011)
Altura da fatia	(0x0028,0x0010)
Tamanho do *pixel* (X,Y)	(0x0028,0x0030)
Tamanho do *Pixel* em Z	(0x0018,0x0050)
Tipo de dados	(0x0028,0x0100)
Posição da Fatia	(0x0020,0x0032)
Orientação da Fatia	(0x0020,0x0037)
Número de componentes de cores	(0x0028,0x0002)
Window/Level	(0x0028,0x1050)

A obtenção destes dados é feita pelo arquivo *DicomParser*.py desenvolvido para melhor obter os dados, fazendo uma análise detalhada das variáveis e tentando consertar varias falhas que acontecem quando da gravação dos dados no arquivo. Estas variáveis são também utilizadas numa classe desenvolvida no *InVesalius* uma espécie de maquina de decisão para sequenciar fatias, corrigir o posicionamento delas na seqüência e até mesmo decidir se o conjunto de dados tem informações suficientes para constituir um volume.

Por fim, tratando da integração entre o módulo de entrada com o *VTK*, foi adotado um conceito de arquivo intermediário. Como o *VTK* não é capaz de ler as imagens de arquivos fornecidos por equipamentos que não trabalhem como este formato (ditos arquivos proprietários), o módulo entrada/saída deve sanar este problema, o que ocorreu da seguinte forma. O *VTK* realiza a leitura não somente de diversos arquivos bidimensionais comercialmente conhecidos (*BMP, GIF, PNG, etc*), mas também reconhece imagens de arquivos binários. Assim, o módulo entrada/saída desenvolvido em *Python* lê o arquivo de imagem original (em formato DICOM ou proprietário) e escreve um arquivo intermediário, binário, apenas com informações das imagens. As outras informações necessárias pelo *VTK* (tamanho e quantidade de fatias, tons de cinza utilizados, etc) são passadas sobre a forma de parâmetros. Reveja a Figura 3-10 de fluxo de dados DICOM no *InVesalius*. A não utilização das classes de leitura DICOM do *VTK* (só realiza a leitura de um arquivo estritamente formatado) foi devido à necessidade de atender a usuários que não gravam imagens de forma correta, necessitando da inclusão de varias análises nos dados antes de criar um projeto. Até agora isto acontece com 80% dos casos.

Para entender o processo de integração, abaixo são mostradas telas do *InVesalius* que, em seqüência, apresentam a sua utilização correta para visualizar imagens de diversas formas, já utilizando a biblioteca gráfica *VTK* para criar volumes e outras aplicações. É importante ressaltar que a interface está em constante fase de aprimoramento. Porém antes de apresentar as telas de operação, uma breve introdução nas ferramentas de trabalho de interface. Alguns conceitos são descritos de forma sucinta para se ter a importância e complexidade dos métodos que mostram imagens 3D com grande fidelidade, em rendering e em segmentação. O projeto e o desenvolvimento da interface é uma tarefa complexa, trabalhosa e como se viu no inicio deste capitulo tem que levar em consideração o usuário e a aplicação fim de forma rigorosa.

3.10.4.3 Trabalho da Interface Gráfica

O trabalho de interface gráfica foi feito inicialmente utilizando a biblioteca *Tk* (*tkinter*) (*Schroeder, 1998*) para a primeira versão do *InVesalius*. Porém, esta biblioteca, código aberto, de desenvolvimento cooperativo, foi descontinuada por motivos de projeto e implementação, e então se decidiu pela utilização da biblioteca *wxPython*, uma versão para a linguagem *Python* do *wxWindows*. *WxPython* é um *toolkit* GUI para linguagem de programação *Python*, que permite a seu programadores criar programas com uma interface gráfica altamente funcional e robusta, simples e de fácil utilização. É implementada como um módulo de extensão do *Python* (código nativo) que faz o *wrap* de uma biblioteca popular GUI W*xWidgets* a qual é escrita em C++. W*xPython* é código aberto, é livre para usar e modificar o fonte, e para receber contribuições e refinamentos no código. É multiplataforma e atualmente suporta Microsoft Windows 32 bits, Unix/Linux, Macintosh OS X. A biblioteca W*xWidgets* fornece uma API simples e fácil de usar para escrever aplicações GUI em múltiplas plataformas, para programação em C++, fazendo o link com a biblioteca apropriada para cada plataforma. Fornece help on-line, facilidades de programação em rede, streams, *drap/drop*, *clipboard*, *multithreading*, *print*, entre outras funcionalidades. Ver figuras 3.12 e 3.13 para visualizar telas de trabalhos destes ambientes de desenvolvimento.

3.10.4.4 Importação de Imagens

Primeiramente, para utilizar o sistema o usuário deve criar um projeto ou abrir um projeto já existente. Um projeto consiste em um arquivo texto simples, onde estão guardadas informações importantes: nome do trabalho, diretório das imagens originais, diretório das imagens intermediárias, quais são as fatias (imagens) que compõem o trabalho e em que posição cada uma delas está, qual o tamanho da fatia, entre outros.

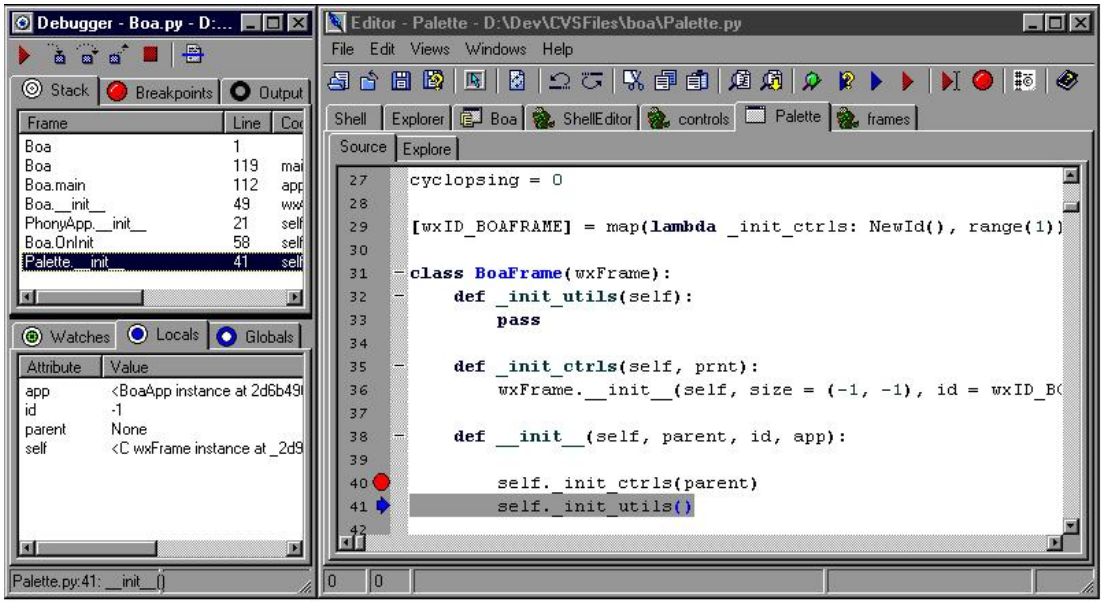


Figura 3-12: Tela do aplicativo *Boa Constructor* que age num nível acima para acessar a biblioteca *WxPython.*

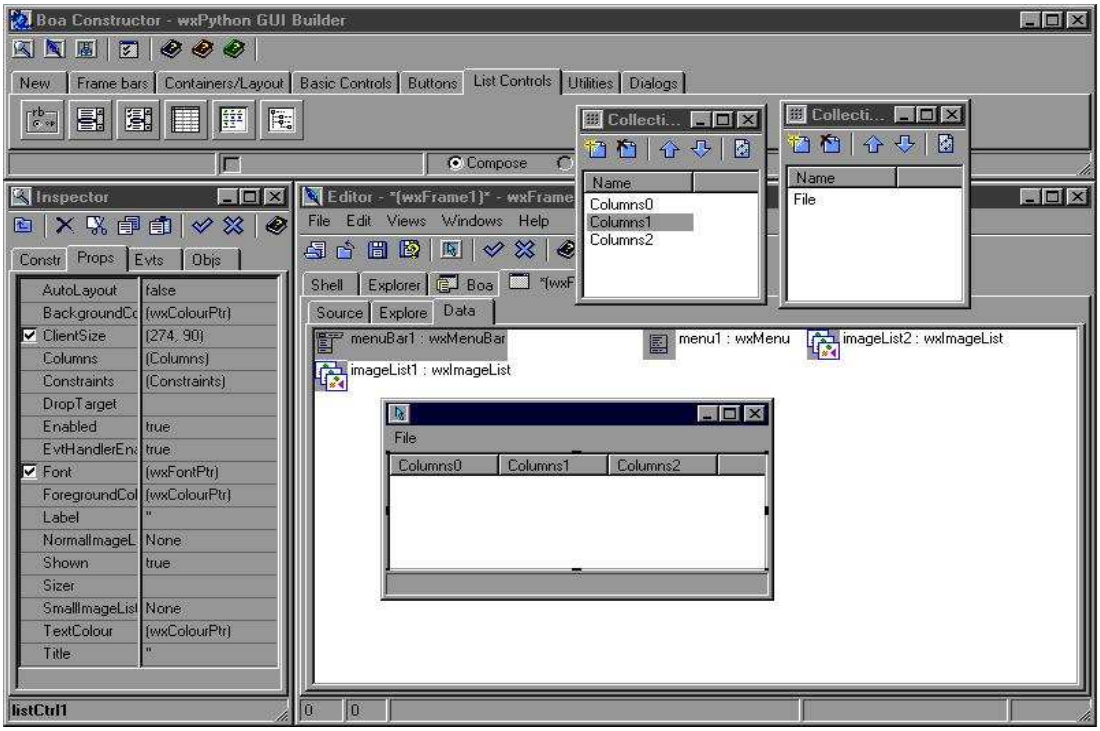


Figura 3-13: Interface de trabalho do *Boa Constructor*, ao lado o *Inspector* com as primitivas de interface e ao centro uma tela e macro código gerado.

Uma nova implementação é apresentada na figura 3-15, onde se destaca a visualização de cada fatia, e alguns parâmetros do arquivo DICOM no canto superior direito, que são mostrados para serem analisados pelo usuário, caso o analisador do software não consiga dar uma seqüência correta das fatias para se montar o volume. O não preenchimento dos parâmetros, ou o preenchimento incorreto é comum na pratica da aquisição de imagem na radiologia.

Após o usuário definir onde estão as imagens que deseja incorporar ao projeto (fatias de um estudo tomográfico) e quais delas farão parte do mesmo, os seguintes passos são seguidos pelo software. O módulo de entrada implementado lê o arquivo de cada fatia e verifica a consistência das imagens, isto é, se elas estão no formato DICOM ou não, o que engloba a verificação da validade das imagens, certificação de que todas as imagens fazem parte de um mesmo estudo, série. Se todas as imagens têm o mesmo tamanho, a mesma distância entre as fatias, se o posicionamento da fatia está correto, número de aquisição, número da imagem, localização, e parâmetros que definem a imagem, como tamanho da matriz, tamanho dos *pixels* e espessura da fatia.

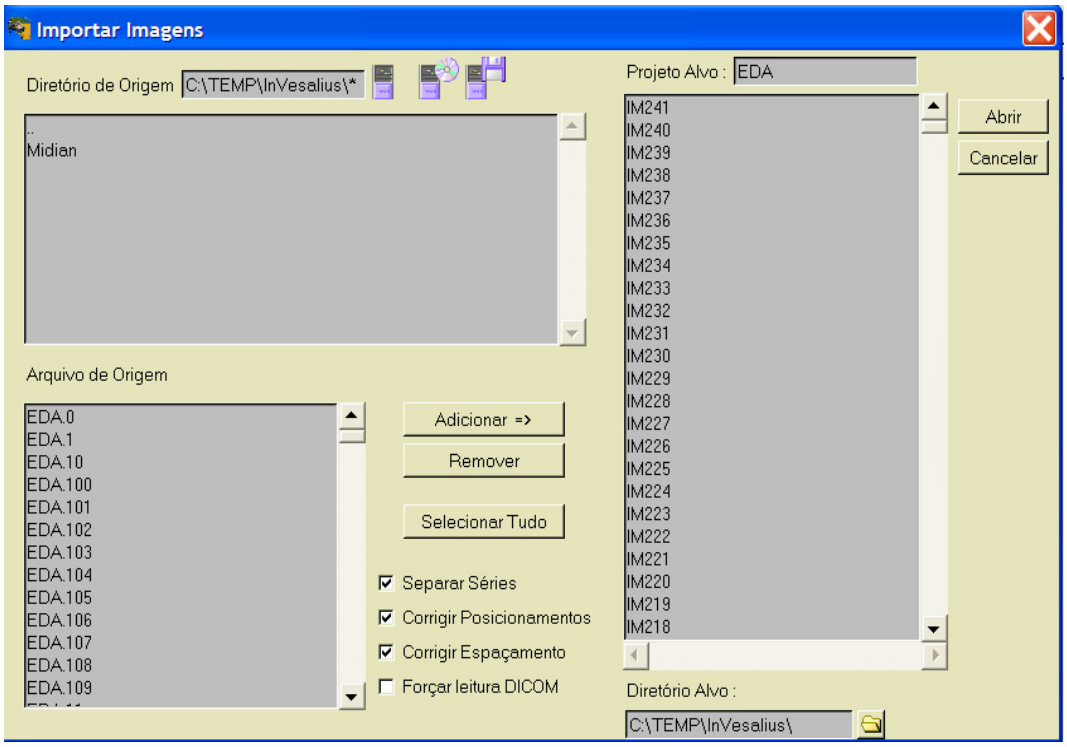


Figura 3-14: Tela de entrada de dados.

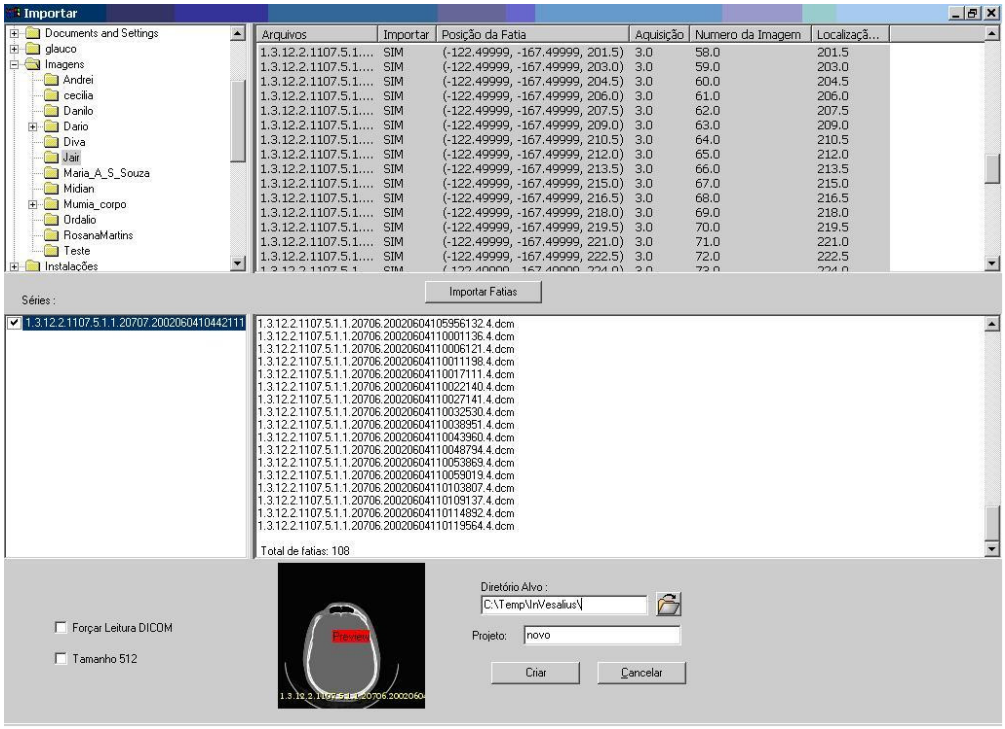


Figura 3-15: Nova implementação da tela de entrada de dados do software.

Estas precauções não são levadas em consideração em vários softwares que criam volumes a partir de imagens DICOM. Assim, após todas as verificações, uma lista é criada com todas as fatias do trabalho e suas respectivas posições milimétricas, fornecidas pelo tomógrafo a partir de uma determinada origem (para que se saiba a ordem da sobreposição das fatias).

Caso as imagens importadas pelo usuário sejam de séries diferentes (processo este muito comum em se tratando de tomografias – são gravados no mesmo diretório dados imagens do exame e imagens "fotográficas" do paciente. Nos tomógrafos mais modernos que fornecem imagens 3D, estas também são gravadas no mesmo diretório das fatias DICOM - ver capitulo 2 para mais detalhes. Estas são automaticamente identificadas e apenas os arquivos imagens realmente pertencentes ao exame são utilizadas. A seguir é feita a criação dos arquivos de imagens intermediários, gravados no disco do computador, apenas com informações da imagem de cada fatia para que o *VTK* seja capaz de interpretar os dados.

Agora, o arquivo do trabalho foi criado no lugar desejado bem como as imagens intermediárias. O próximo passo é visualizar as imagens. Uma primeira forma seria visualizar

todas as imagens sob a forma de uma grade, Figura 3-16 e 3.17. Nota-se na figura que o usuário tem a impressão de estar com o resultado da chapa radiográfica nas mãos. Porém, as vantagens desta tela vão além da simples visualização: é possível retirar do trabalho imagens indesejadas, ampliar as imagens ou obter um arquivo com as informações de cada imagem, sendo estas retiradas do cabeçalho do arquivo DICOM. Além disso, é possível verificar todas as fatias do exame nas orientações axial, coronal e sagital.

Partindo agora para a integração com os módulos de visualização 3D ou mesmo 2D baseado em VTK, esta seção mostra resultados mais interessantes provenientes da união deste com outro núcleo do projeto. Para que fosse possível o fornecimento dos dados de imagem ao *VTK*, arquivos intermediários foram utilizados.

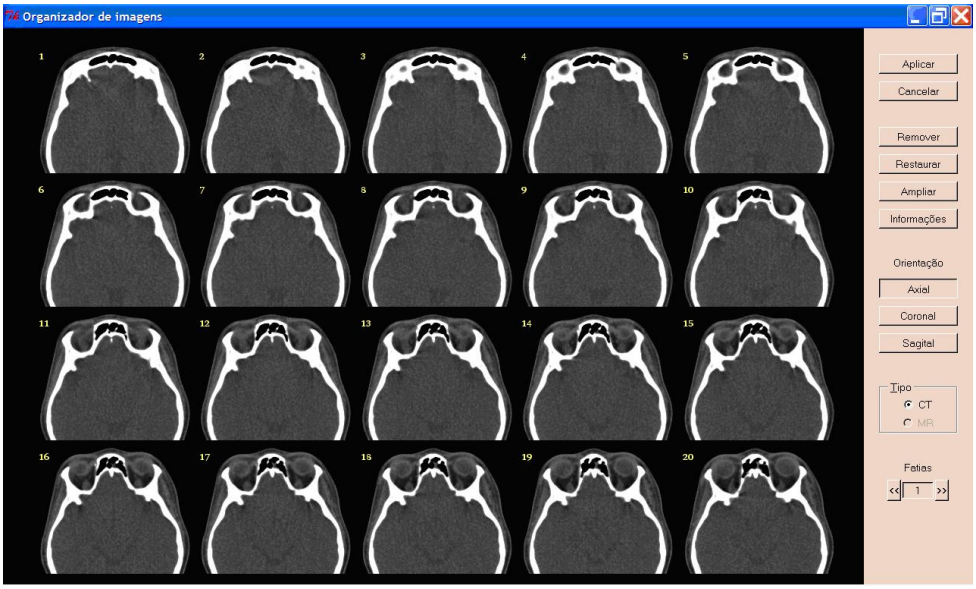


Figura 3-16: Organizador de fatias: as imagens podem ser retiradas, ampliadas ou ter informações descritas.

Assim, fornecendo alguns parâmetros específicos durante a leitura, a biblioteca *VTK* passa a manipular os dados em memória sob controle do *Python*, ou seja, o *VTK* se encarrega de realizar todas as operações sobre os dados, bem como jogá-los na tela de forma volumétrica ou bidimensional. Porém, novamente um tempo considerável foi despendido para realizar esta tarefa de integração. Muitos são os parâmetros que o *VTK* necessita para reconhecer as imagens. Nem

todos são conhecidos. Na verdade, como todo o controle do software, as seqüências de operações (*pipelines* são descritos em outra seção) gerenciamento de memória, controle de ponteiros, é feito pelo *Python*, fica fácil substituir, ou incorporar módulos com outros já existentes.

Há uma variedade de métodos de visualização computacionais usados na pesquisa biomédica e em aplicações clínicas. Para um conjunto de dados 3D estes incluem ambas as técnicas de exposição 2D e 3D. Para o 2D, três tipos de formatação multiplanar e exposição serão descritos, incluindo planos ortogonais e obliquo. Para a exposição 3D, dois tipos serão discutidos, a saber, o *rendering* de superfície e o *rendering* de volume (incluindo tipos de projeção e de superfície).

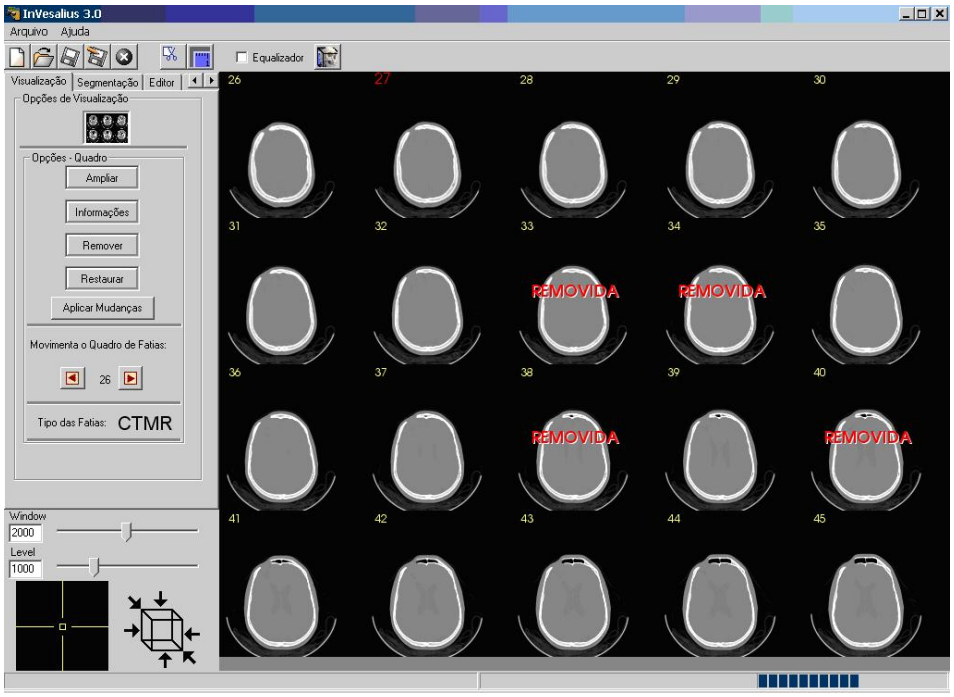


Figura 3-17: Nova implementação da tela do organizador de fatias do *InVesalius*.

3.10.5 Geração e exposição de imagem 2D

Há muitas situações no trabalho com imagem biomédica 3D em que a identificação, a geração, e a exposição do plano de imagem ótimo são críticas. A utilidade de imagens 2D depende freqüentemente da orientação física do plano de imagem com relação à estrutura de interesse. A maioria dos sistemas de imagem biomédicos tem capacidade limitada para criar esta imagem 2D ótima diretamente, porque o posicionamento da estrutura e orientação do digitalizador é geralmente restrito. Conseqüentemente, as técnicas para gerar e mostrar estas imagens 2D ótimas a partir das imagens do volume 3D são particularmente importantes, permitindo a orientação do plano de imagem 2D, para finalmente resultar em uma vista desobstruída e irrestrita de características importantes (*Robb, 2000*).

3.10.5.1-Reformatação Multiplanar

A natureza 3D de imagens do volume, quando isotrópico[33], permite computação simples e eficiente das imagens que se encontram ao longo da orientação ortogonal não adquirida do volume. Implementações de técnicas de reformatação multiplanar em computadores mais rápidos permitem a geração e a exposição interativas de imagens coronais e sagitais, tão bem quanto às imagens transversais. Exposição de imagens multiplanares consiste geralmente em exposições de multi-quadros. A exposição de uma seqüência de imagens planares adjacentes sem mudança da posição na tela fornece um mecanismo eficaz para a visualização da mudança nas estruturas de seção – a - seção, aumentando freqüentemente a síntese visual das estruturas 3D (*Robb, 2000*).

Na Figura 3-18 é possível visualizar cada uma das fatias, ajustando os valores de Window e Level, conforme visto no capitulo 2, valores estes utilizados para estabelecer níveis satisfatórios de contraste e brilho da imagem, facilitando a visualização.

Acertar estes valores é extremamente importante não só para uma melhor visualização das imagens em rotinas desenvolvidas pelo *VTK* como também acertar corretamente os valores da segmentação. Uma função importante nesta janela é o corte 2D, Figura 3-18. É sempre

[33] Voxel com faces de mesma dimensão. Geralmente, em uma imagem de entrada, o pixel tem dimensão x,y iguais mas espessura diferente das dimensões x,y. para visualização, este tem que ser isotrópico, ou ter-se-a uma imagem achatada ou alongada.

aconselhável só trabalhar com a região de interesse, por exemplo, se a região de interesse é seio maxilar, a região da articulação tempôro-mandibular - ATM para o lado posterior do crânio não é de interesse e pode ser cortado, trabalhando assim com uma quantidade menor de dados.

Outra forma de visualização 2D interativa, onde se visualiza os três planos de corte e sua localização espacial no volume é mostrada na tela de segmentação, figura 3-19. O objetivo dos três planos na parte inferior da tela é poder visualizar a segmentação de forma interativa tanto no volume quanto na fatia, alem de ter uma orientação espacial da fatia em qualquer orientação no cubo imagem, que representa o volume, lado superior esquerdo.

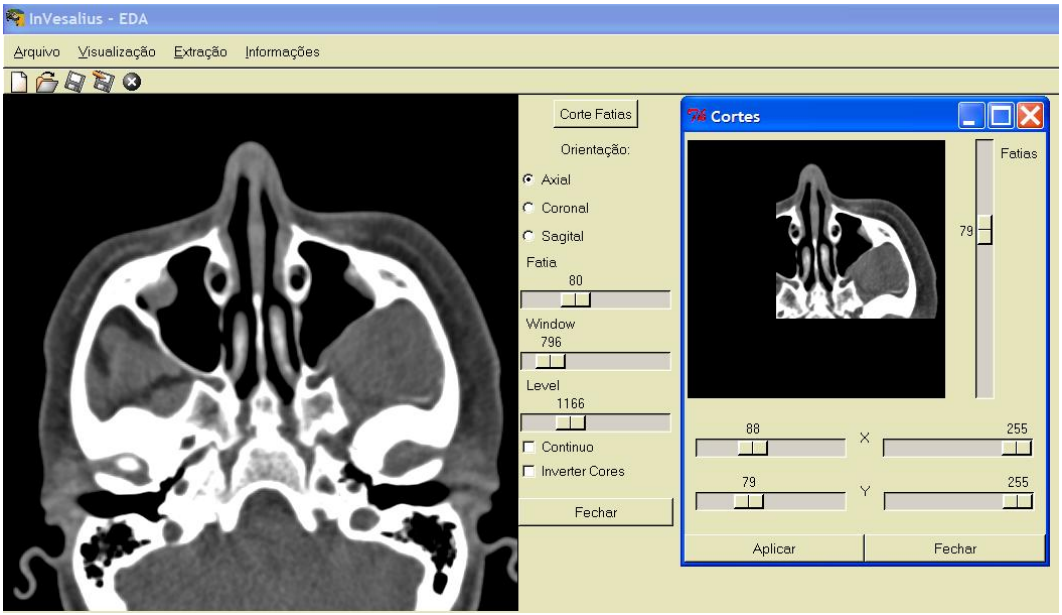


Figura 3-18: Visualização 2D de toda a seqüência de fatias, tanto na forma continua ou uma a uma. Ajuste de controles *Window e Level* e corte 2D - é sempre aconselhável que se utilize o corte para não trabalhar com todo o conjunto de dados, só a região de interesse.

Na Figura 3-20, é possível ver todas as fatias separadamente, com um histograma ao lado relativo aos *pixels* da fatia em questão: mostra para cada nível de cinza (eixo X) quantos são os *pixels* da imagem (eixo Y).

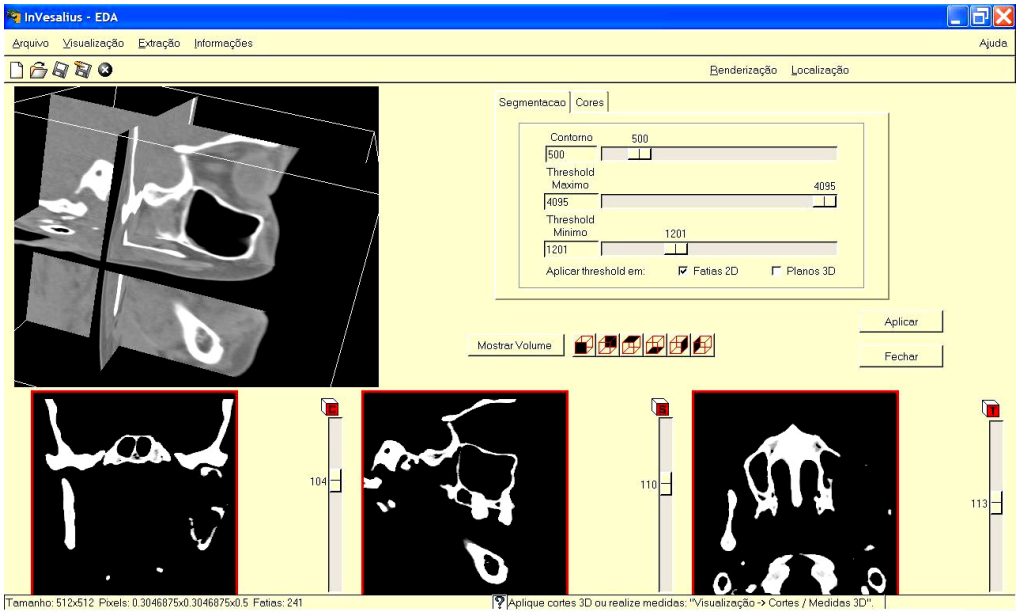


Figura 3-19: Reformatação planar.

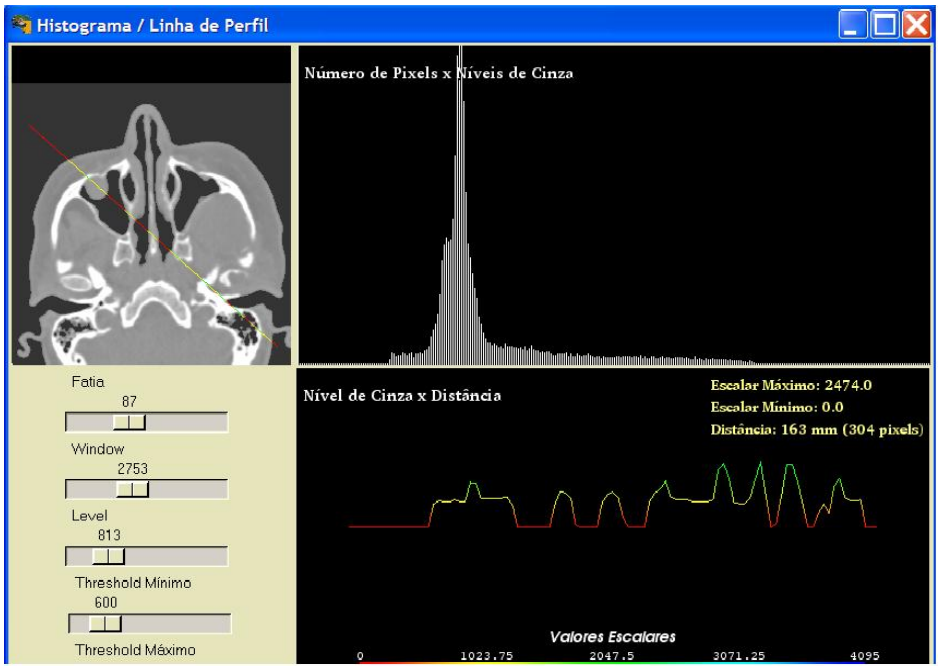


Figura 3-20: Histograma mostra distribuição dos *pixels* por tons de cinza. Aqui o mapeamento escalar, discutido no item de visualização, é utilizado para mapear níveis de cinza.

Esta informação é extremamente importante para o processo de segmentação da imagem, visto que os níveis de cinza de diversos tecidos do corpo humano (osso, pele, etc.) são mapeados, facilitando uma segmentação baseada neste método (*threshold*).

3.10.5.2 - Seccionamento oblíquo

A imagem 2-D desejada não é paralela à orientação ortogonal em que a imagem do volume 3D foi adquirida, mas pode encontrar-se ao longo de um plano arbitrariamente orientado em algum ângulo obliquo ao eixo ortogonal da imagem do volume. A especificação da orientação e a geração da imagem oblíqua requerem técnicas adicionais de visualização e de computação. A orientação interativa de planos oblíquos é facilitada sobrepondo um plano nas imagens ortogonais que indicam a interseção da imagem obliqua com as imagens ortogonais, como mostrado na figura 3-21 (*Robb, 2000*).

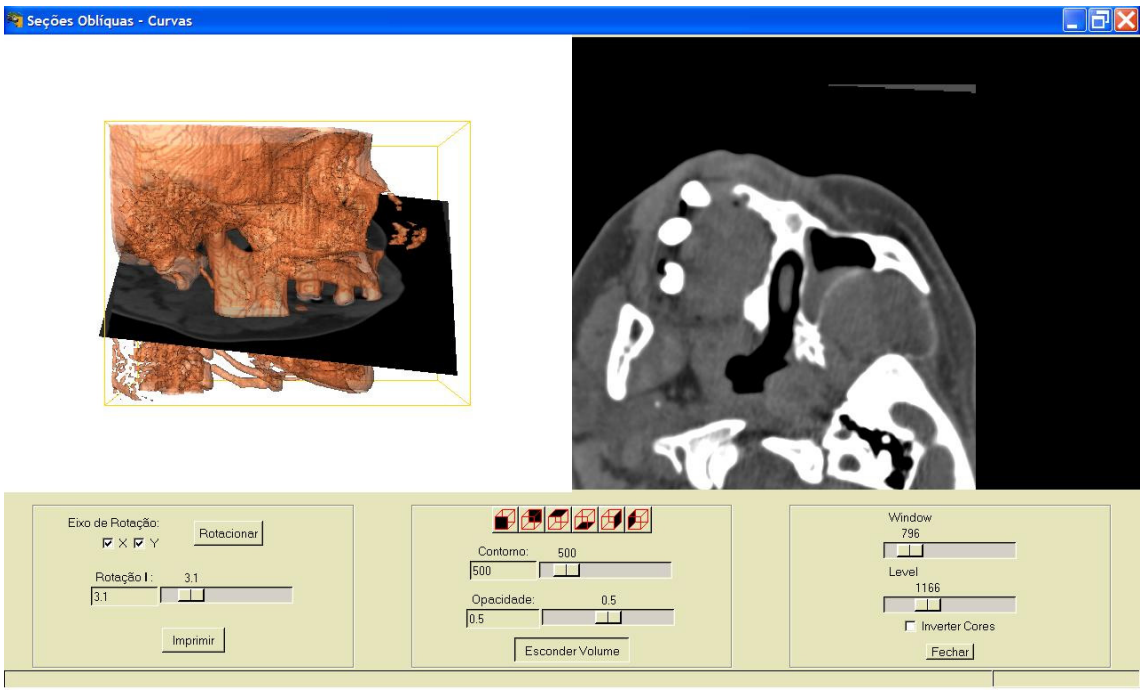


Figura 3-21: Seções oblíquas com intersecção entre o plano e o volume.

3.10.5.3 - Geração e exposição da imagem 3D

Há uma variedade dos métodos e sistemas os quais tem sido desenvolvido para a exposição 3D. A exposição e a visualização não são sinônimas. A visualização de imagens biomédicas do

volume 3D tem sido tradicionalmente dividida em duas técnicas diferentes: *rendering* de superfície e *rendering* de volume. Ambas as técnicas produzem uma visualização de estruturas selecionadas na imagem do volume 3D, mas os métodos envolvidos nestas técnicas são diferentes e cada um tem suas vantagens e desvantagens. A seleção entre estas duas aproximações é prevista freqüentemente na natureza particular dos dados da imagem biomédica, a aplicação para o qual a visualização está sendo aplicada, e do resultado desejado da visualização (*Robb, 2000*).

A primeira tela da Figura 3-22 a visualização 3D se dá na segmentação. Uma alternativa mais direta de análise é a existência de um módulo só de visualização, substituindo as telas de apresentação da fatia de orientação axial, já apresenta um volume 3D com um valor de *preset* (descritos mais adiante) escolhido pelo usuário a partir de vários identificadores calculados pelo sistema. Esta tela inicial é uma tela de visualização somente, pode-se cortar, girar, mudar cor, opacidade, técnica de render MIP, *composite* ou *isosurface*, pode-se alterar o 2D, brilho e contraste, e visualizar todas as fatias em todas as orientações.

Existe ainda um módulo de cortes 3D e medidas, e nele está incluso ferramentas de manipulação de cores e suas propriedades, importantes para a *renderização* como será visto no item Renderização, Figura 3-23.

3.11 Renderização

Gráfico por computador é o fundamento de visualização de dados. Visualização é o processo de transformar dados em um conjunto de primitivas gráficas. Os métodos de gráfico por computador são então usados para converter estas primitivas em quadros ou animações. Uma das definições é chamar a geração de imagens por computador de processo de rendering. Pode-se ver rendering como um processo de converter dados gráficos em uma imagem. O objetivo do rendering não é somente o realismo da imagem, mas também o conteúdo de informação. Há também um esforço para interagir com os dados na exposição gráfica (*Drebin, 1988, Engel, 2001, Robb, 2000, Toennies, 2001*).

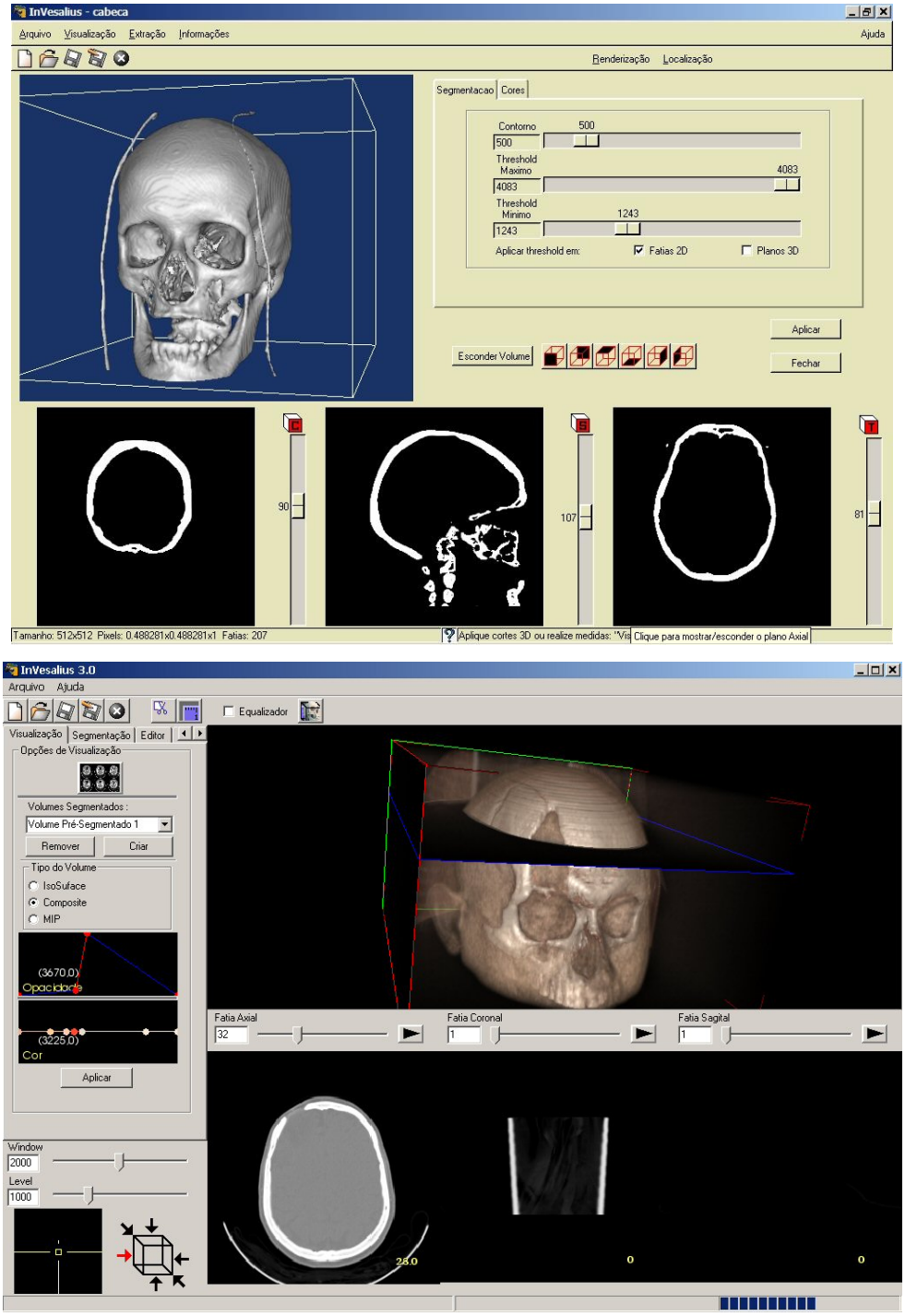


Figura 3-22: Telas de visualização da primeira versão e a da mais atual.

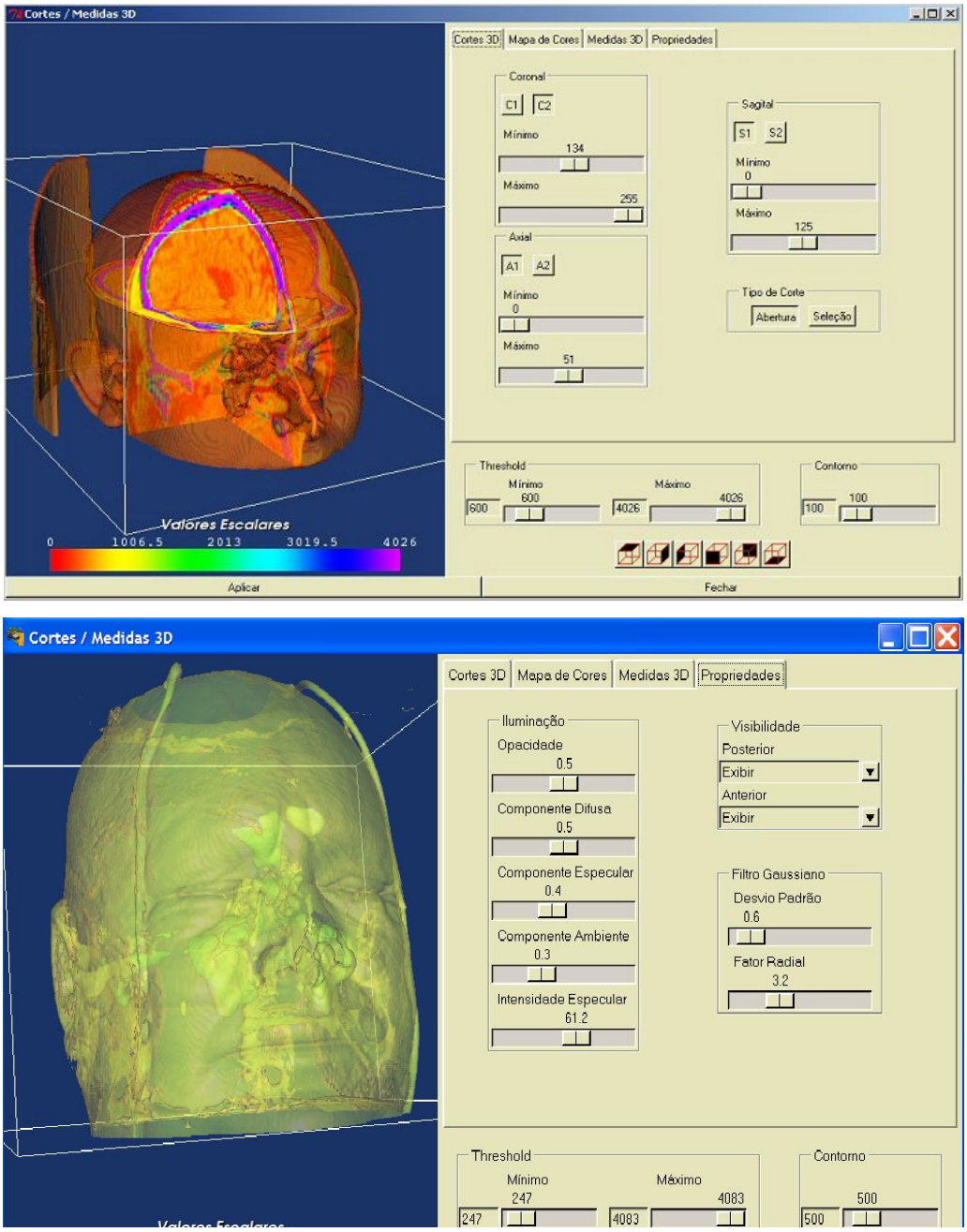


Figura 3-23: Exemplos de propriedades de iluminação e cor juntamente com medidas e cortes 3D.

A Figura 3-24 mostra raios de luz emitidos por uma fonte em todas as direções. A superfície do cubo absorve alguma luz incidente e refletem outras. Alguns destes raios alcançam o observador, e ele vê o cubo, assim acontece com os raios que alcançam o solo. Simular isto no computador é difícil, mas há caminhos.

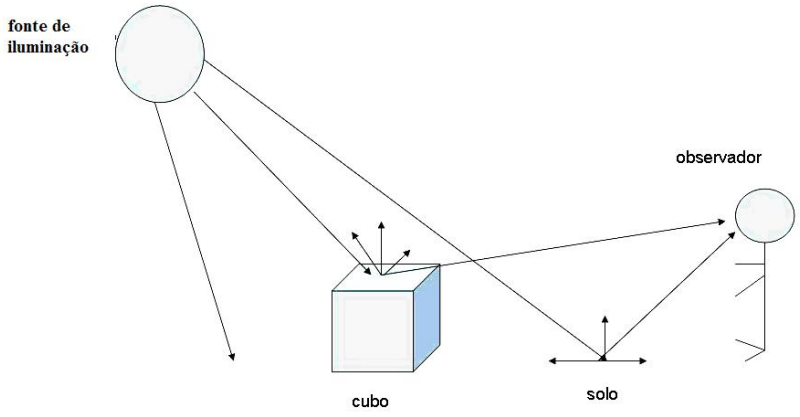


Figura 3-24: Interação luz objeto observador, só se vê o que é iluminado.

Uma técnica é *ray-tracing* ou *ray-casting*, que simula a interação da luz com os objetos seguindo o caminho de cada raio de luz. Segue-se o raio para trás partindo dos olhos do observador em direção ao mundo para determinar o que o raio encontra. A direção do raio é a direção que se está olhando incluindo efeitos de perspectiva. Quando um raio intercepta um objeto pode-se determinar se aquele ponto está sendo iluminado pela fonte de luz. Se o raio intercepta a luz, o objeto está sendo iluminado. Se o raio intercepta algo antes que ele pegue a luz, então esta luz não contribuirá para iluminar o ponto. Se houver múltiplas fontes de luz o processo é repetido para cada fonte. Seguindo o caminho da luz de volta, o *ray-tracing* somente vê os raios que acabam entrando nos olhos do observador. Isto reduz o número de cálculos que o computador faz para simular este processo.

Quando se renderiza um objeto está se vendo às interações das superfícies do objeto com a luz. Objetos comuns como nuvens, água, névoa, são translúcidos, ou dispersam luz que passa através deles. Tais objetos não podem ser renderizados usando um modelo baseado exclusivamente em interações de superfície. É necessário considerar as mudanças de propriedades dentro dos objetos para renderizá-los apropriadamente. Refere-se a estes dois modelos como rendering de superfície (renderizar as superfícies de um objeto) e rendering de volume (renderizar as superfícies e o interior de um objeto).

Falando em termos genéricos, quando se renderiza um objeto usando rendering de superfície, modela-se matematicamente o objeto com uma descrição de superfície tal como pontos, linhas, triângulos, polígonos, ou *splines* 2D e 3D. O interior do objeto não é descrito, ele é somente representado implicitamente a partir de uma representação de superfície (isto é, superfície é a fronteira do volume) – ele está oco. Mesmo podendo fazer transparência ou translucidez há alguns fenômenos que não podem ser simulados usando rendering de superfície, como dispersão ou emissão de luz. Isto é verdadeiro quando renderizando o interior um objeto tal como intensidade de raios x de um TC. Rendering de superfície não é tão eficiente quanto de volume, mas é muito usado porque é relativamente rápido comparado com volume, e permite criar imagens para uma grande variedade de objetos.

3.11.1 Visualização não Gráfica

A interação da luz com os atores na cena é que controlam o processo de rendering. Se não há luz, a imagem resultante será preta. Os raios de luz interceptam e interagem com a superfície dos atores para produzir uma cor. Uma cor composta (isto é, uma cor combinada da luz, superfície do objeto, especular, e luz ambiente que está sendo refletida de outros objetos) que define o que se vê. Tudo que se necessita agora para renderizar a cena é uma câmera. Há um número de fatores importantes que determinam como a cena 3D é projetada dentro de um plano para formar uma imagem 2D, como posição, orientação, e ponto focal da câmera.

Todo o processo de visualização é feito utilizando as classes do VTK: *vtkRenderWindow* gerencia a janela e os objetos mostrados nela, *vtkRender* coordena processo de rendering como luz, câmeras e atores, *vtkLight* a fonte de luz para a cena, *vtkCamera* define a posição de visão, ponto focal, e outras propriedades, *vtkActor* representa um objeto renderizado na cena, suas propriedades e posição nas coordenadas do mundo, *vtkProperty* define as propriedade de aparência de um ator incluindo cor, transparência, propriedades de luz, como especular e difusa, alem de propriedades como *wireframes* e superfícies sólidas, e finalmente *vtkMapper*, representação geométrica de um ator, mais de um ator pode-se referir ao mesmo *mapper*.

A qualidade da renderização de imagens 3D tem crescido devido a melhor utilização dos modelos de iluminação e evitar rendering de artefatos. Diferentes tipos de casos necessitam de diferentes tipos de rendering e, em alguns casos, novos algoritmos têm sido desenvolvidos, uma forma híbrida, resultando do uso de curvas de opacidade muito flexíveis.

Tabela 3-2 Métodos de visualização do espaço objeto de imagens médicas 3D.

	Contorno	**Superfície**	**Volume**
Dimensão das primitivas de dados	1 D	2D	3D
Representação do objeto	Contornos direcionados da fronteira do objeto.	Grades entre contornos da fatia ou faces dos *voxel*s da fronteira do objeto.	Nenhum; *voxel*s são usados diretamente.
Tipo de rendering suportado	Superfície	Superfície	Superfície ou volume
Seleção do objeto	Apresentado em um passo de pré-processamento usando segmentação.	Apresentado em um passo de pré-processamento usando segmentação.	Apresentado em um rendering de imagem usando segmentação.
Número de objetos mostrados	Um por passo de pré-processamento.	Um por passo de pré-processamento.	Determinado em tempo de rendering de imagem.
Flexibilidade da representação	Baixa: precisa de reprocessamento de dados para cada novo objeto ou mudança no objeto.	Baixa: precisa de reprocessamento de dados para cada novo objeto ou mudança no objeto.	Alta: todas as decisões deferidas até mostrar o rendering de imagem.
Requerimentos de memória do espaço objeto	Muito baixa	Baixa	Alta

Outra melhora foi a velocidade de rendering, processamento em tempo real tem sido possível em computadores paralelos gráficos especializados. A tabela 3-2 resume os três métodos de visualização e algumas de suas características usados neste trabalho (*Udupa, 2000*).

Pré-processamento é um termo para indicar as operações que precisam ser realizadas antes que o volume ou um objeto dentro do volume possa ser renderizado. Por exemplo, o uso do modelo baseado em contorno exige a extração de contorno do objeto em um passo de pré-processamento antes que o objeto possa ser renderizado. Outro parâmetro importante é o numero de objetos mostrados em cada interação.

Existem dois tipos de imagens 3D no *InVesalius*: *polidata* e *ray-casting*. Existem dois módulos do *InVesalius* que tratam os dois casos: *VolumeMaker* e *VolumeMakerSegmentaçao*. Foi desenvolvida uma classe chamada *Grafico2* que faz gerenciamento de *ray-casting*, criando e removendo objetos *ray-casting*. Para trabalhar com dados tipo polidata foi criado o módulo no *InVesalius vtkMakerSegmentaçao,* que faz a ligação com a saída de dados pelo filtro *vtkSTLWriter* para a geração do dado no formato STL (*Schroeder, 1998*). Quando as imagens tem a função de visualização somente utiliza-se *ray-casting*.

Quando as imagens têm a função de representar medidas, áreas, volumes, então estes volumes são renderizados utilizando polidata, *FastMarching*, e são volume cuja superfície são revestidas por triângulos.

3.11.2 Rendering de Superfície

A técnica de rendering de superfície faz a extração dos contornos, bordas, que definem a superfície da estrutura a ser visualizada, e representa essa superfície por um mosaico de polígonos conectados. Um algoritmo de malha ("*tilling*") é aplicado, ele emenda lugares da superfície em cada ponto do contorno, e com remoção e sombreamento da superfície escondida, a superfície desejada é renderizada e tornada visível.

A vantagem desta técnica encontra-se no pouco dado necessário do contorno, resultando em maiores velocidades de rendering. Hardware gráfico particular pode apressar a transformação geométrica e os processos de rendering. As descrições de superfície baseadas em polígonos podem ser transformadas em descrições analíticas, as quais permitem o uso com outros pacotes de visualização geométricos (isto é, software de CAD/CAM), e os contornos podem ser usados para criar modelos da estrutura.

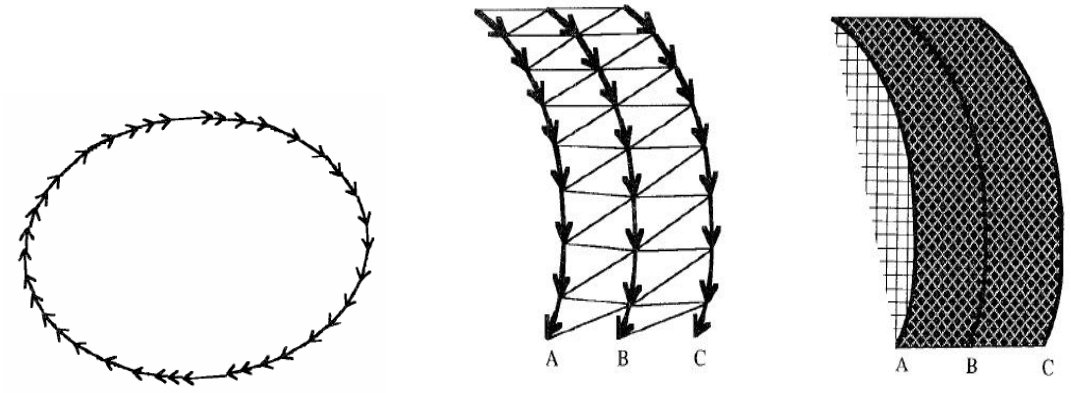


Figura 3-25: Representação baseada em contorno de uma fatia e representação gradeada de uma superfície de três fatias e parte de uma superfície de três fatias formada pelo método de traçamento de superfície (*Stytz,1991*).

Uma vez determinadas as superfícies de interesse, não é difícil calcular rapidamente as imagens para a exposição. As exposições de superfície sombreadas são uma representação 2D de uma superfície 3D. A natureza 3D da superfície é feita com a ajuda de sugestões visuais tais como a perspectiva, sombreamento, textura e estéreo. Geralmente, as exposições de superfície sombreadas requerem algum pré-processamento dos dados 3D para extrair as superfícies desejadas, assim elas não são boas para visualização de "imediato" do volume 3D. Na maioria dos algoritmos, as superfícies são descritas em termos de polígonos desiguais que se juntam para formar uma superfície completa.

Os sistemas computacionais atuais podem processar dezenas de milhares de *patches* de polígonos por segundo, velocidade satisfatória para interação em aplicações de CAD, mas nem sempre satisfaz às exigências de exposição interativa de imagens médicas, visto que algumas

superfícies 3D calculadas de estruturas anatômicas podem conter centenas de milhares dos polígonos. A menos que o número de faces dos polígonos possa ser reduzido, mesmo os sistemas de exposição avançados tem dificuldades em fornecer a interação aceitável para o usuário. Hardware gráfico de propósitos especiais pode conseguir a velocidade necessária, mas aumenta o custo do sistema computadorizado.

O tempo requerido para segmentar o volume, isolar as superfícies desejadas (como é requerido por toda a exposição da superfície 3D), e converter as faces para a descrição interna do programa precisa ser adicionado ao tempo da exposição. Mesmo embora estes tempos sejam requeridos somente uma vez para cada volume, se diversos volumes devem ser analisados (como é quase sempre o caso), são demasiado lentos para a análise eficiente. A figura 3-26 o módulo de segmentação ilustra um rendering de superfície utilizando o método de *Marching Cubes*[34]. Este é um filtro que tem como entrada uma região da imagem 3D e gera como saída uma ou mais isosuperficies. Um ou mais valores de contorno podem ser especificados para gerar a isosuperficies (Schroeder, 1998).

3.11.3 Rendering de Volume

A idéia básica em rendering de volume é criar uma imagem bidimensional a partir de dados volumétricos. Na prática, dados volumétricos são usados para representar campos escalares, vetoriais ou tensoriais, tridimensionais, conhecidos em uma amostragem de pontos no espaço. Estes pontos, quando devidamente conectados, formam uma malha a qual pode ser classificada de varias formas dependendo de sua topologia e geometria. Em termos do tipo de malha, o volume de dados pode ser representado em malhas regulares, formadas por elementos de volume cúbicos, denominados *voxels*. Neste caso, dizemos que o volume de dados é regular. As técnicas mais comuns para rendering de volume são *ray-casting, splatting, shear-warp* e mapeamento de

[34] Marching cubes é um algoritmos de computação gráfica publicado em 1987 SIGGRAPH por Lorensen e Cline, para extrair uma malha poligonal de uma isosuperficies a partir de um campo escalar 3D (algumas vezes chamado de voxels). Uma isosuperficies é um análogo tridimensional de um isocontorno. É uma superfície que representa pontos de um valor constante dentro de um volume do espaço.

texturas 3D baseado em rendering. Todas estas técnicas podem ser aplicadas a dados regulares, mas apenas *ray-casting* e texturas (através de mapeamento de texturas 3D) podem ser aplicadas em malhas não estruturadas. *Ray-Casting* e *Shear-warp* e são utilizadas no InVesalius (Schroeder, 1998).

Desde que rendering de volume é tipicamente usado para gerar imagens que representam um conjunto de dados completo de uma imagem 2D, vários desafios aparecem. A classificação precisa ser apresentada para atribuir cor e opacidade a regiões dentro do volume, e modelos de iluminação volumétrica precisam ser definidos para suportar *shading*.

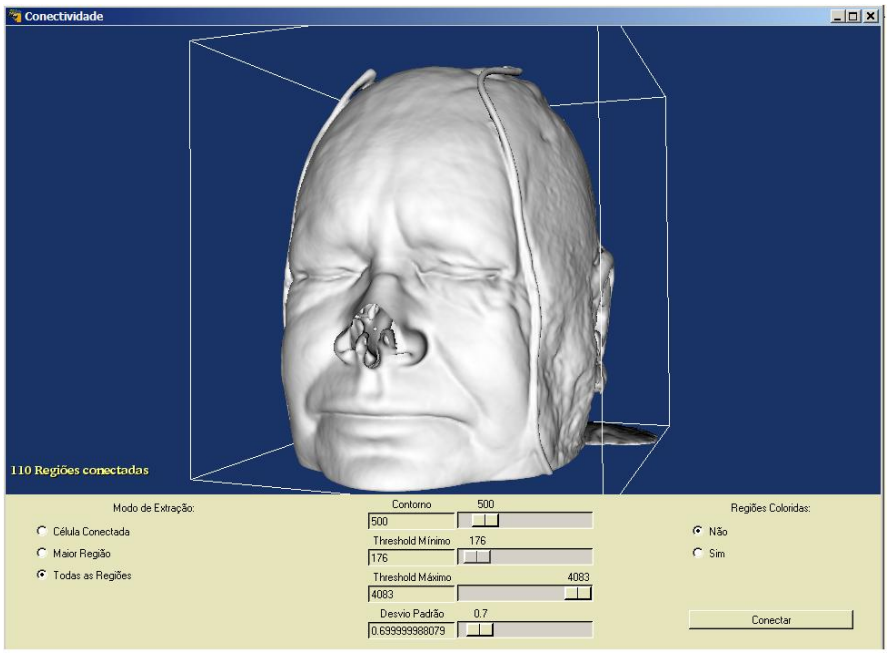


Figura 3-26: Amostra de uma superfície renderizada utilizando *Marching Cubes* - *Imagem InVesalius*.

Deve ser sempre pensado em eficiência e compactação, visto que o volume de dados é grande e o calculo de métodos de rendering são complexos. Um modelo geométrico com um milhão de primitivas geralmente é considerado grande, enquanto um conjunto de dados volumétricos com um milhão de *voxel*s é considerado pequeno.

Técnica da exposição de rendering de volume tem a característica de poder mostrar superfícies com sombreamento e outras partes do volume simultaneamente. Uma vantagem importante é mostrar os dados diretamente do volume em escala de cinza. A seleção dos dados que aparecerão na tela é feita durante a projeção dos *voxel*s (chamados às vezes *ray-casting*). Uma função de diferentes atributos dos *voxel*s, tais como sua densidade absoluta, valores de gradiente e/ou coordenadas espaciais, pode ser invocada durante o processo da projeção para produzir superfícies segmentadas "*on-the-fly*", cortar planos em qualquer lugar no volume, e/ou selecionar graus de transparência/opacidade dentro do volume. As operações do conjunto do volume (união, interseção, diferença do volume) podem também ser invocadas durante o processo da projeção.

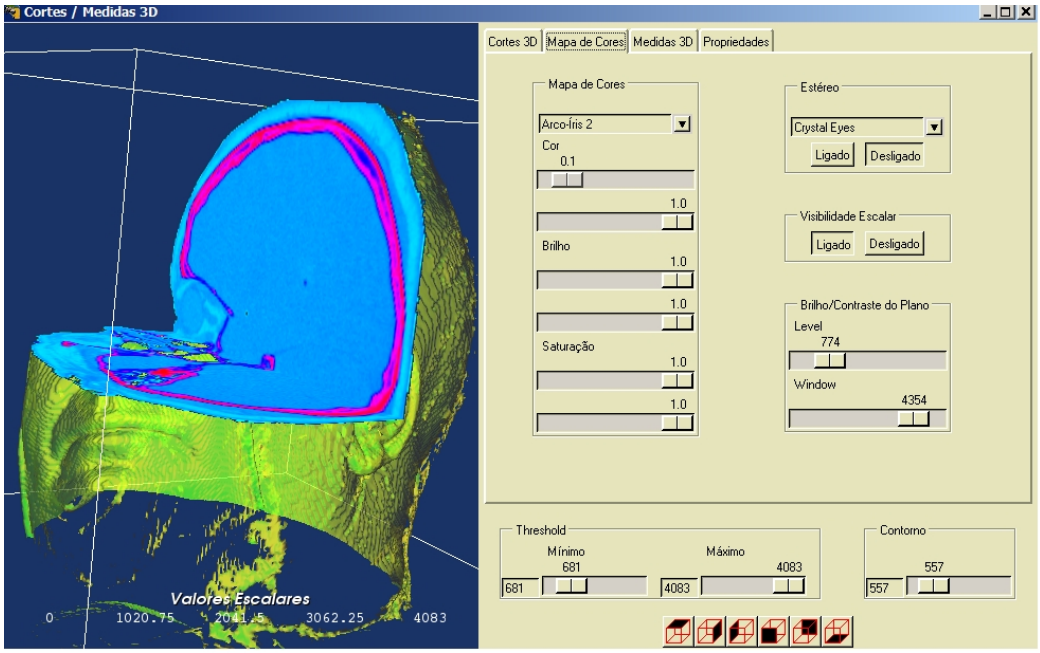


Figura 3-27 - Corte e detalhes internos da imagem usando o ray-casting.

3.12 Saída do software

A saída é dependente do módulo que está ativo no momento, e é realizada por classes *VTK*. Se for o módulo de visualização 2D, a exportação permitirá salvar a imagem 2D nos formatos *tiff, bmp* ou *jpeg*. Se for segmentação threshold/contorno podem-se salvar imagens do volume ou das 3 orientações também nos formatos bidimensionais, tiff, bmp ou jpeg, para fins de documentação.

Feito uma segmentação e uma extração de superfície, já se terá um volume com superfície triangularizada, e este poderá ser salvo no formato STL tanto em ASCII quanto em binário. Este processo de escolha de fatias ou volumes, e orientações também são validos para a impressão.

Extração de superfície como dita acima, e mostrado na figura 3-30, é tornar a região de interesse, segmentada, uma superfície descrita por uma malha de polígonos, utilizando a classe do *VTK*, filtro *Marching Cubes*, ou filtro de C*ontorno*. A chamada e utilização destes filtros é feita pelo módulo *Decimate*. Alem de gerar isosuperficies este módulo permite fazer a decimação utilizando a classe *vtkDecimate*. *Decimate* é um filtro para reduzir o número de triângulos em uma malha triangular, enquanto preserva a topologia original e forma uma boa aproximação a geometria original. A entrada deste filtro é um objeto polidata, e somente triângulos são tratados, se desejar reduzir malhas poligonais, primeiro triangulariza os polígonos com *vtktrianglefilter*.

Há um número de parâmetros que o usuário tem que ajustar. O *erro* seria aumentado sobre cada iteração com *incremento erro* (ambos tem forte efeito), *preservação de borda* e *exclusão de vértices de borda* (são vértices que permanecem ao longo das fronteiras das malhas) são ligado/desligados, *sub-iterações* são iterações que são apresentadas sem mudar o critério de decimação. *Aspect ratio* controla a forma dos triângulos que são criados, e é a taxa de comprimento máximo da borda pelo comprimento mínimo da borda. O *Grau* é o número de triângulos usando um único vértice. Vértices de alto grau são considerados complexos e nunca excluídos. Para garantir um grau de redução, *preservação de topologia* precisa ser "off", *splitting* "on", *exclusão de vértice de borda* "on", *erro máximo* ajustado para *VTK_DOUBLE_MAX* (variável de ambiente do VTK).

O filtro *vtkMarchingCubes* tem como entrada um volume (isto é um conjunto de pontos estruturados 3D) e gera na saída uma ou mais isosuperfícies. Um ou mais valores de contorno devem ser especificados para gerar isosuperfícies. Alternativamente, pode-se especificar uma faixa min/max e o número de contornos para gerar uma série de valores de contornos regularmente espaçados. Este filtro é especializado para volumes, se há interesse em contornar outros tipos de dados, use o filtro geral *vtkcontourfilter*. Se contornar uma imagem, uma fatia use *vtkmarchingsquares*. *vtkContourFilter* é um filtro que tem como entrada um conjunto de dados e gera na saída isosuperfícies e/ou isolinhas. A forma exata da saída depende da dimensionalidade

do dado de entrada. Dados consistindo de células 3D gerarão isosuperfícies, células 2D gerarão isolinhas, 1 D iso-pontos. Para dados não estruturados ou grids estruturados, normais e gradientes não são calculados.

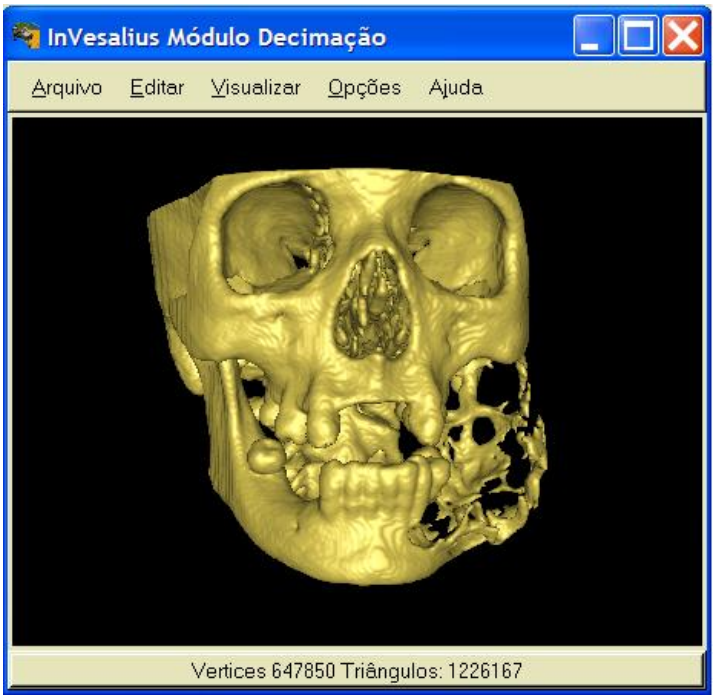


Figura 3-28: Módulo *decimate*, superfície resultante do processo de segmentação. Utilizando o método de rendering de superfície, *marching cubes* ou *isocontorno*, este modelo utilizou 1.226.167 triângulos para cobrir toda a superfície externa e interna, incluindo as cavidades.

O filtro *vtkSTLWriter* escreve arquivos em formato estéreo litografia (.stl) e estes arquivos somente contém triângulos. Se polígonos com mais de três vértices estão presentes, somente os três primeiros vértices serão escritos. Esta classe do *VTK* usa ordenamento de bytes como PC ou VAX e swaps bytes em outros sistemas. O STL é um formato conhecido de arquivo para ser utilizados em equipamentos de prototipagem rápida. Para isso deve-se primeiramente ter em exibição uma estrutura de dados do volume renderizado. Como a biblioteca *VTK* permite a exportação do volume por ela renderizado para este formato, a concretização desta última parte se dará pela união do núcleo de tratamento de dados com o de manipulação da biblioteca gráfica a fim de antecipar os resultados finais.

3.13 Novos Recursos

Algumas ferramentas adicionais foram incluídas por dois motivos, o primeiro visa atender requerimentos do usuário para editar fatias, ou seja, remover artefatos que alteram em muito a modelagem física, o protótipo. O segundo visa atender ao usuário também, mas o mais importante, continuar a tentativa de melhorar a segmentação, analisando e testando novos algoritmos. Estes terão um item de descrição em separado.

3.13.1 Módulo de Modelagem

Esta ferramenta permite editar volumes para criar identificadores, nome cor e opacidade única para cada tipo de objeto. Ajusta-se o nível de cinza para o volume que se quer construir daquele identificador. Pode-se salvá-lo ou excluí-lo e renderizar o volume. Este módulo trabalha em conjunto com o módulo de segmentação. Ou seja, o que se define aqui e utilizado lá. É através de nomes, ou seja, identificadores dos objetos que estes serão manipulados no software. Quando se segmenta um objeto, este terá um nome e uma cor, quando vai cortar um objeto, pode-se escolher de uma lista de até quatro objetos qual se quer trabalhar.

Estes objetos poderão ser exportados e impressos. A limitação de quatro objetos é devida principalmente aos grandes recursos de memória que se requer do computador. Cada objeto pode variar de um ou dois megabytes até 30 ou 50 megabytes. Manuseá-los exige-se muito de memória e processamento. Mas quatro objetos é um número razoável pela experiência, onde se pode projetar uma prótese de um crânio (dois objetos), adicionar um tecido da face no crânio e visualizar as localizações 3D de ambos os objetos, são funções utilizadas, mas não com muita freqüência.

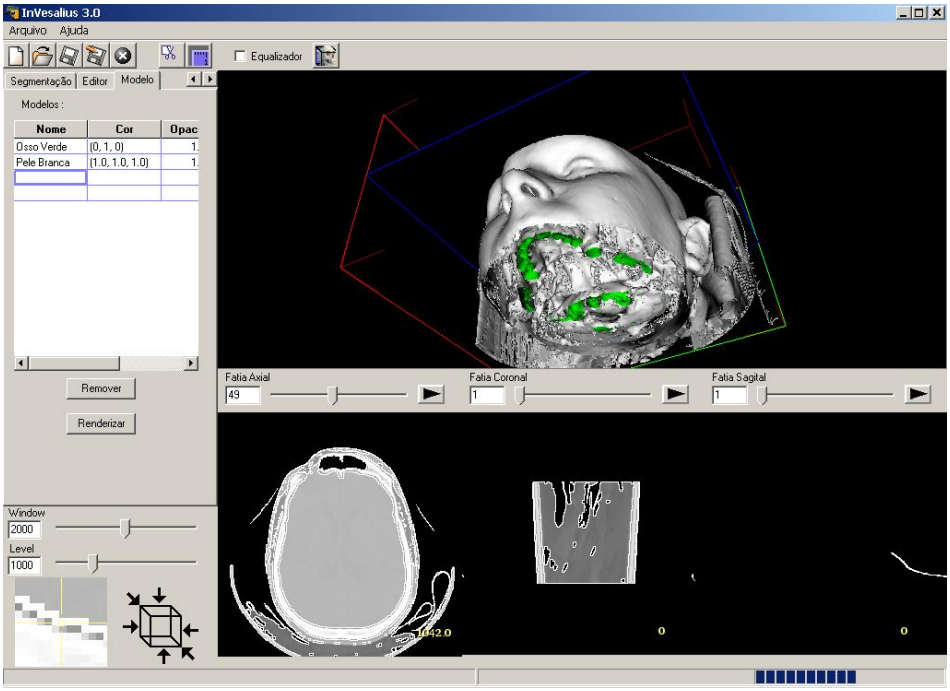


Figura 3-29: Tela de modelagem, onde se define uma região de interesse, um identificador (um nome) e uma máscara (uma cor).

3.13.2 Editor de fatias

Com a fatia na janela, pode ajustar o *level/window* para melhor visualização das tonalidades de cinza, zoom para melhor visualização das fronteiras da região a editar. Com o mouse, desenha-se o contorno desejado e preenche a região a excluir. Pode-se aplicar a exclusão na fatia posterior. Figuras geométricas como circulo e quadrado podem ser utilizados para cortar grandes áreas.

Descrevem-se aqui as telas de segmentação com o intuito de mostrar algumas ferramentas incluídas nesta pasta, que serão auxiliares ao processo de segmentação.

Na figura 3-31 na parte superior esquerda da tela acima há um menu de criar um modelo, abaixo, *threshold* binário para limpar o objeto que se está analisando. Ilhas são estruturas conectadas que tem o mesmo identificador. Pode-se selecionar um novo identificador para a ilha que se quer separar e clicar com o mouse em alguma parte da ilha.

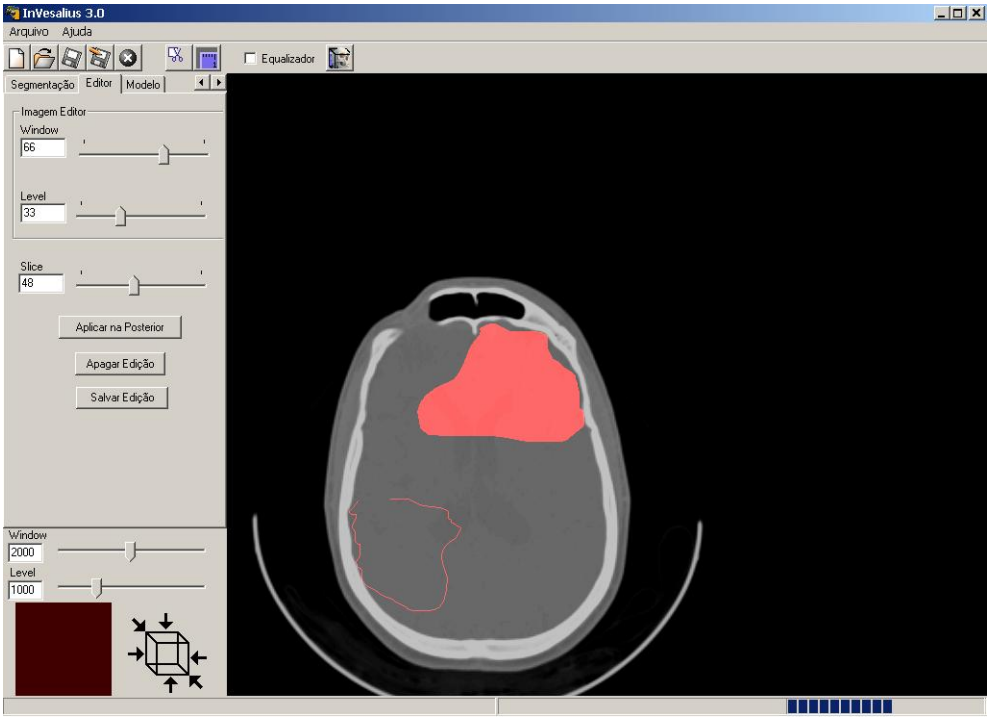


Figura 3-30: editor de fatias. Aqui será possível também fazer o corte 2D.

O módulo re-atribuirá todos os *pixel*s conectados com o mesmo identificador de entrada para um novo. Observe que isto é ligeiramente diferente de mudar identificador, mudar identificador mudará todos os *pixel*s do valor de identificador escolhido. Mudar ilha somente muda *pixel*s que estão conectados à ilha de *pixel*s que você selecionou. A cor verde do osso separado da fatia axial representa uma ilha. Ilhas podem ser salvas excluídas identificadas e modificadas. São úteis quando se quer uma determinada região e áreas vizinhas têm a mesma intensidade da região que nos interessa, e que seria incluída se utiliza *threshold*.

Algoritmos de erosão e dilatação, da área de morfologia matemática são úteis para trabalhar com ilhas. Erosão literalmente erode ou remove *pixel*s na borda de todas as ilhas e dilatação faz o reverso, adiciona *pixel*s em volta das bordas de todas as ilhas.

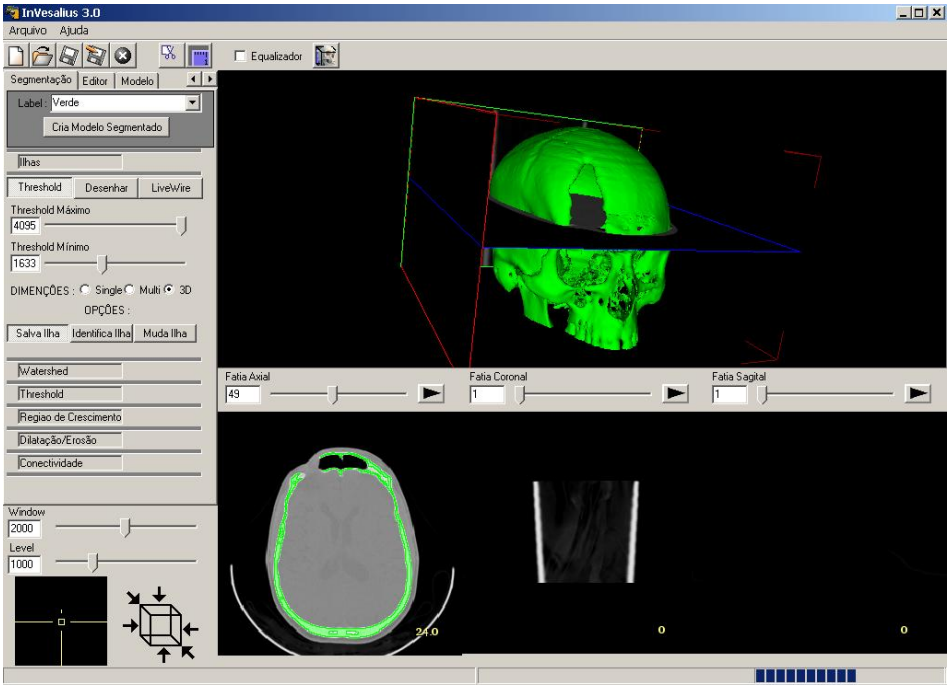


Figura 3-31: Tela de segmentação, sempre baseada em um identificador e uma máscara.

Se você tem que distinguir duas regiões da anatomia que estão parcialmente conectadas e se quer separá-las, a erosão quebrará a conectividade. Se você tem ilhas separadas, mas a anatomia indica união, a dilatação conecta as ilhas. Erosão e dilatação consideram 8 *pixel*s vizinhos ao *pixel* analisado naquele instante de calculo. Aplicar este processo no volume total 3D dá resultados muito diferentes de aplicar uma fatia por vez.

3.13.3 Desenho

Desenhar é algumas vezes o único caminho para segmentar um dado. Neste módulo pode-se ajustar o identificador de saída da cor e começar a desenhar com o mouse para definir a região de interesse. O comando de *Aplicar* do software preencherá a região com o valor da cor escolhida e tornará este volume válido para outros módulos do software. Na pasta desenho, pode-se desenhar, selecionar e mover pode-se escolher pontos e formas como polígonos e linhas (observe traço vermelho na fatia axial). *Phasewired* é uma outra ferramenta de desenho utilizada para delinear as características da imagem. Ele segue bordas ou contornos da imagem. Aperte um

botão do mouse na borda da característica que se quer começar a segmentar, então arraste lentamente o mouse e a linha acompanhará o mouse e a borda.

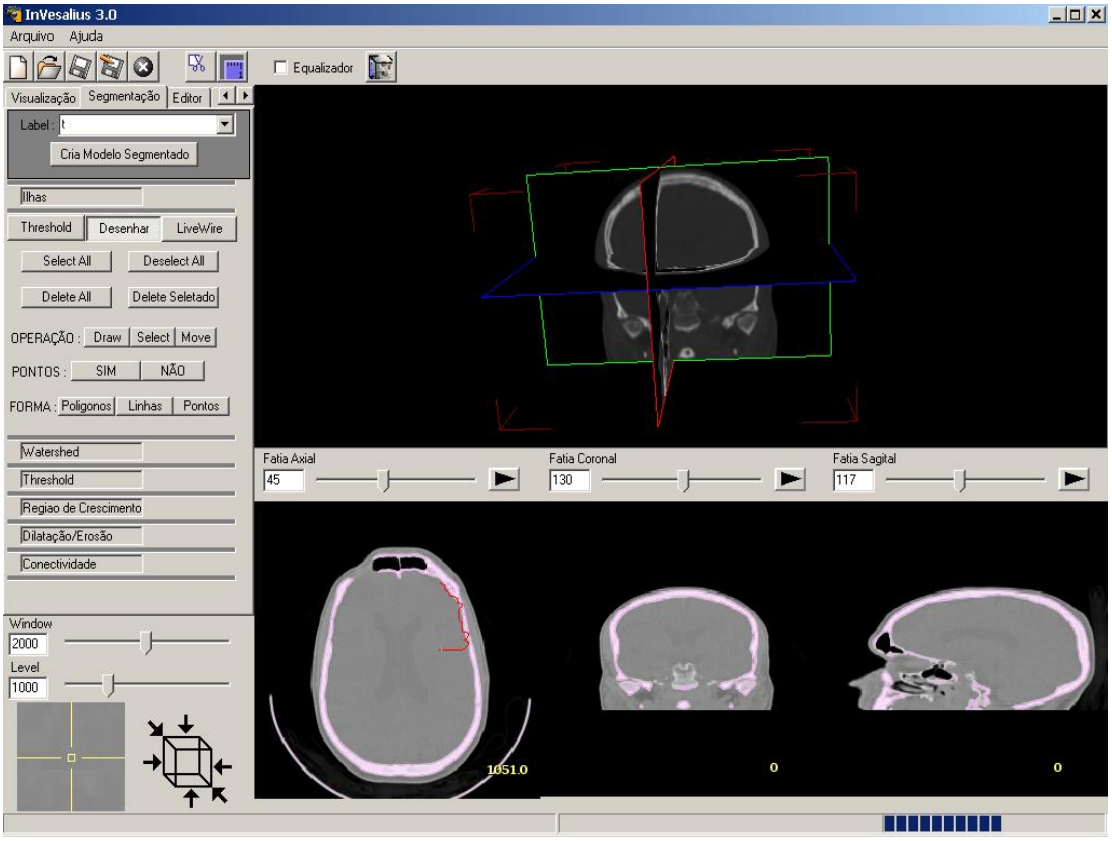


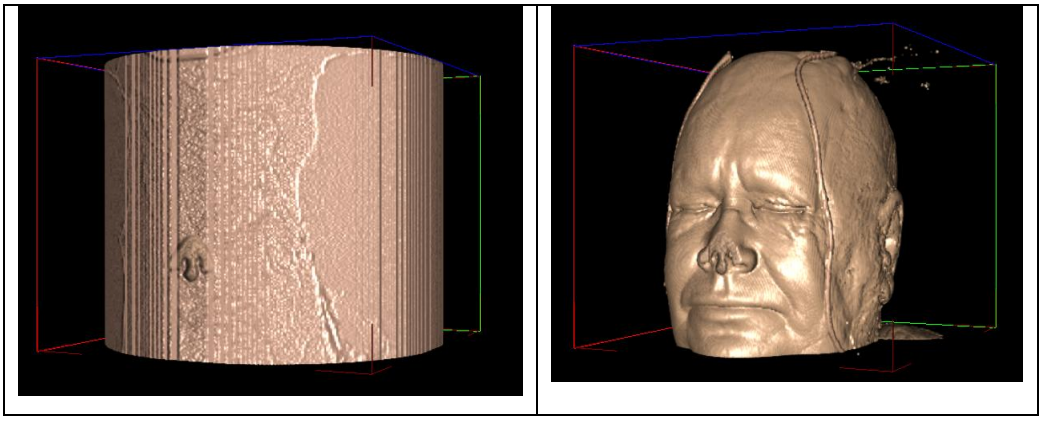
Figura 3-32: Função desenho com alguns traços na orientação axial abaixo da figura, onde já se separou uma região de interesse, o osso em cor rosa.

3.13.4 Equalização de Histograma

Foram implementados também equalização de histograma e rendering de volume direto. O primeiro serve para redistribuir as escalas de níveis de cinza, enquanto o segundo tem a finalidade de fazer uma segmentação semi-automática (semi porque a decisão final é do modelador). A função de equalização implementada está na função MakeEqualization2, presente no módulo *HistogramEqualization*.py. Há uma redistribuição de *pixel*s para imagens tomográficas, encontra-se na faixa de 600-2000. O algoritmo redistribui esta faixa, fazendo com que os *pixel*s fiquem normalmente entre 0 a 4095 níveis.

3.13.5 Rendering Volume Direto

O algoritmo implementado foi baseado na tese de Gordon (*Kindlmann*). Este algoritmo está no módulo *presets.py*. Sua idéia principal é mapear os dados buscando os melhores contornos. Resumidamente, varre-se a imagem linha a linha e calculam-se gradientes em cada ponto. No final do mapeamento são devolvidos os maiores gradientes e os níveis de cinza correspondentes. Tais níveis de cinza serão utilizados para a construção do volume e pode-se definir a quantidade de contornos buscados. A função *AnalisaPv* presente em *presets.py* recebe o número de contornos desejados. O padrão utilizado está em 8. Maior este número, maior o esforço computacional, melhor a qualidade dos resultados. O processo de encontrar contornos é relativamente demorado. Por isso deve ser feito apenas uma vez. A variável *listaNiveisDerivadasAutomatico* presente em *presets.py* deverá ser guardada no arquivo *.promed* para recuperação posterior. O ideal seria que todos os *pixel*s fossem analisados. Como este processo ocupa muito tempo, definiram-se modos de busca em que linhas e colunas são saltadas. Atualmente analisa-se uma linha e salta 10. Um pouco mais sobre esta técnica pode ser vista no **Apêndice VII Segmentação**. Na implementação deste trabalho a análise de níveis, ajuste dos valores de opacidade para o rendering tiveram que ser alterados para atender a implementação do software *InVesalius*. A figura 3-33 ilustra os volumes criados pela função *preset* e fornecidos para o usuário. Este escolhe o volume mais adequado e faz um ajuste fino para separar a estrutura mais adequada para ele.



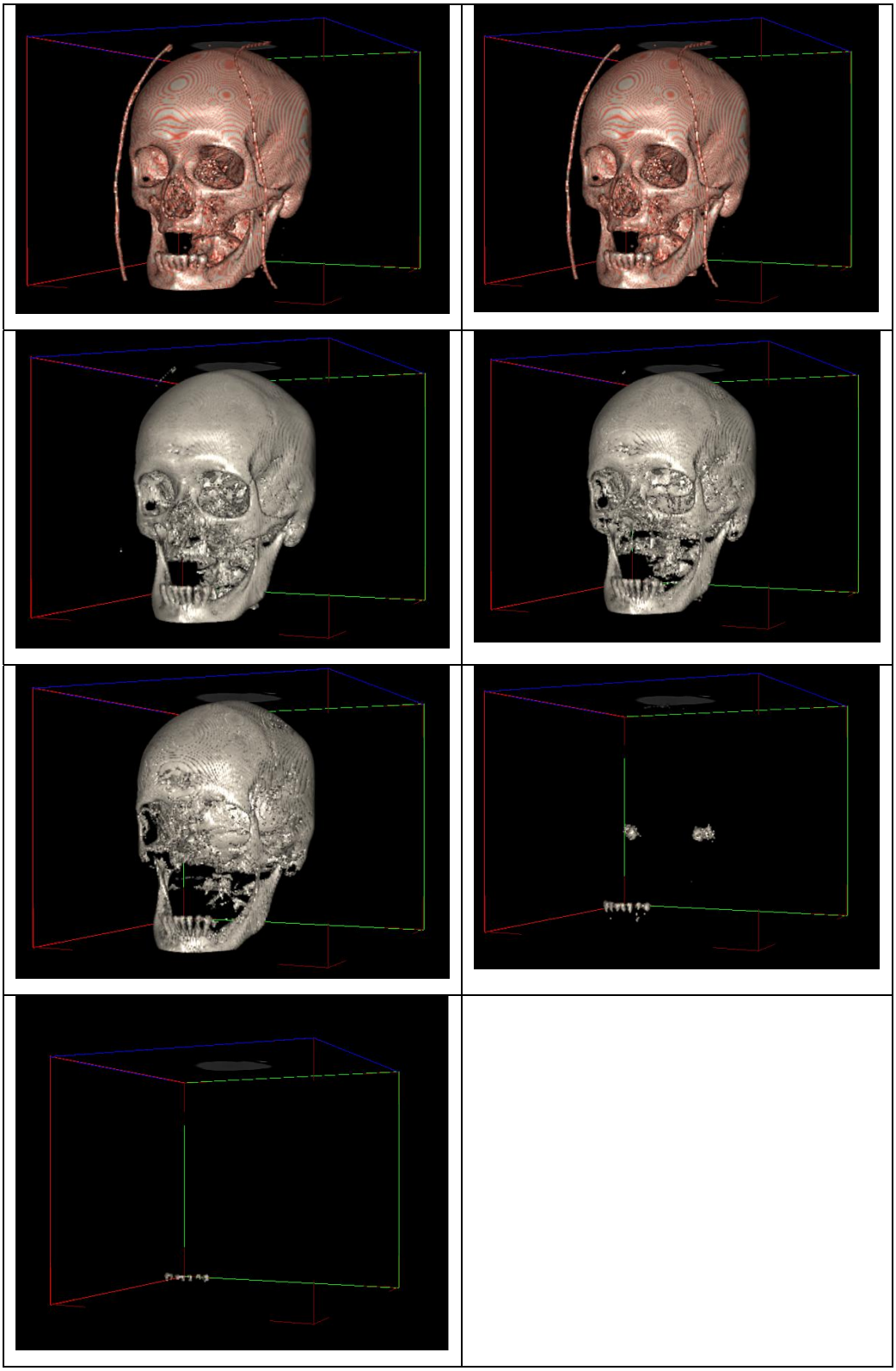


Figura 3-33 Exemplo de uma seqüência de análise da função preset, onde foram determinadas 9 estruturas.

3.14 *Pipeline* de processamento de imagem

Antes de se falar nos módulos de segmentação, descreve-se resumidamente a filosofia de funcionamento de um *pipeline*, usado para programação dos algoritmos do *VTK* e do *ITK*, lembrando que se atende o principio de orientação a objetos. É importante conhecer o funcionamento de um *pipeline*, porque um bom programador precisa tirar toda a eficiência do *pipeline*, otimizando malhas, reaproveitando recursos, classes e até tempo de processamento.

A idéia de *pipeline* é simples, há dois tipos de objetos: objeto data e objeto processo. Tipicamente, alimenta-se o objeto data para o objeto processo e obtém-se um novo objeto data como resultado. Uma cadeia seqüencial de objetos processo é chamada de *pipeline*. Quando ocorre a execução: A parte anterior do código somente ajusta o *pipeline*, isto é, o que conecta com o que. Isto não causa a execução do *pipeline*. Para executar o *pipeline*, é preciso chamar uma função de atualização, chamada de *Update*() no ultimo filtro do *pipeline*.

Propagação do *Update*(): Quando o *Update*() é chamado no filtro, o *Update*() se propaga para trás do *pipeline*, até que ele alcança o objeto processo que não necessita ser atualizado, ou começa do inicio do *pipeline*.

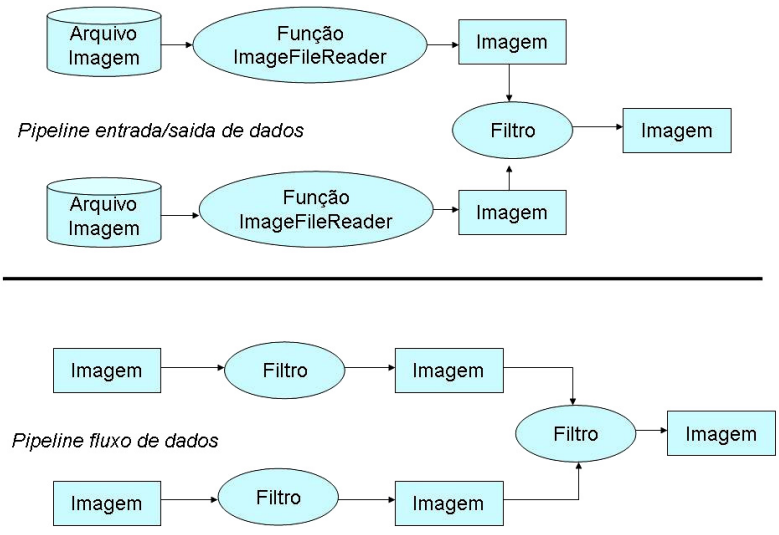


Figura 3-34: Exemplo de *pipeline*: a entrada e saída de um objeto filtro é um objeto imagem

Ignorando imagens intermediarias:

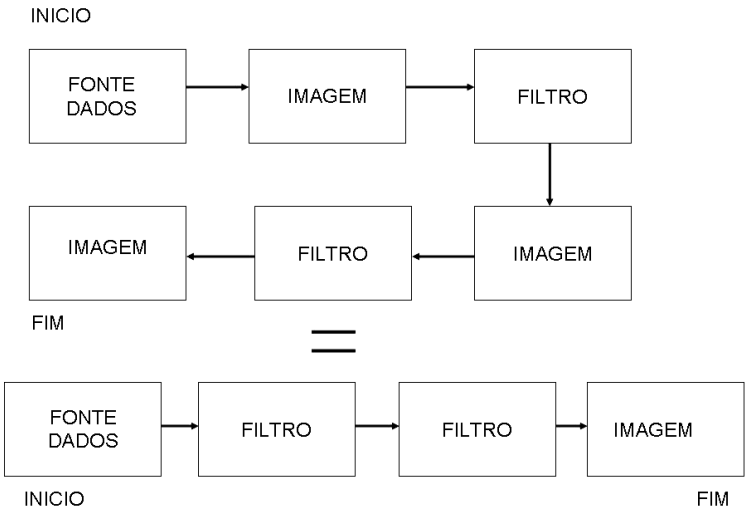
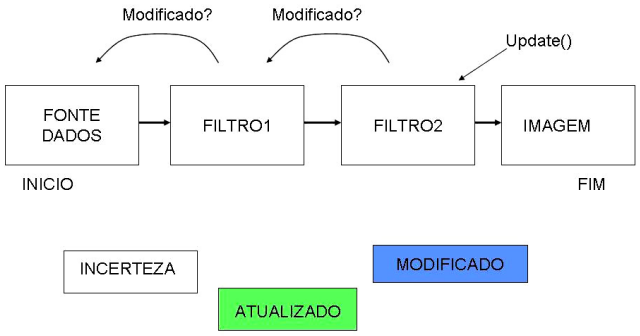


Figura 3-35: Ignorando imagens intermediárias

Quando o objeto processo é atualizado: Se a entrada do objeto processo foi alterada, ou se o objeto processo ele mesmo tem sido alterado, por exemplo, muda-se o raio de um filtro gaussiano.

Executando o *pipeline*: As caixas com os estados INCERTEZA, MODIFICADO E ATUALIZADO, significa que naquele estágio do *pipeline* não se tem certeza que a função foi executada ou não. Ou que naquela porção da *pipeline* ele foi modificado ou atualizado. Na seqüência de passos descritos a seguir, esta dinâmica fica clara (observe mudança de cores nas caixas).

Passo 1:



Update na saída do filtro 2.

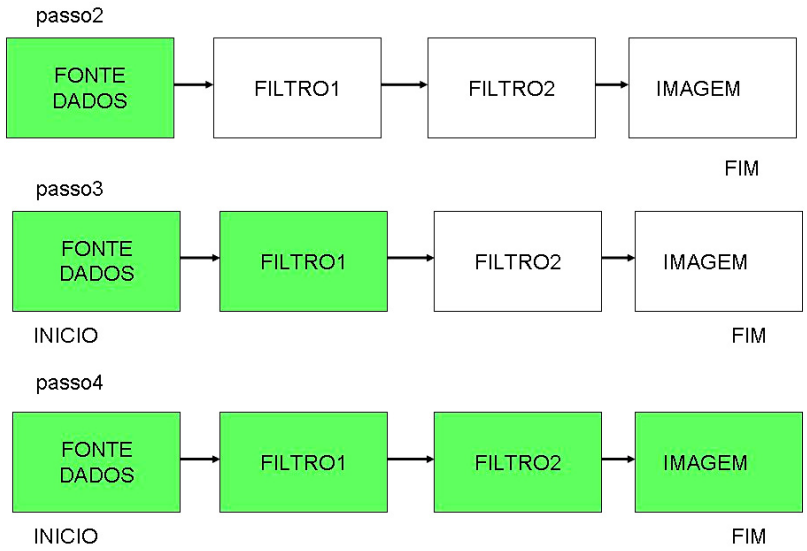


Figura 3-36: Execução de um *pipeline* (atenção para as cores branca - dúvida na execução, verde - atualizado e azul - modificado).

Modificando o *pipeline*:

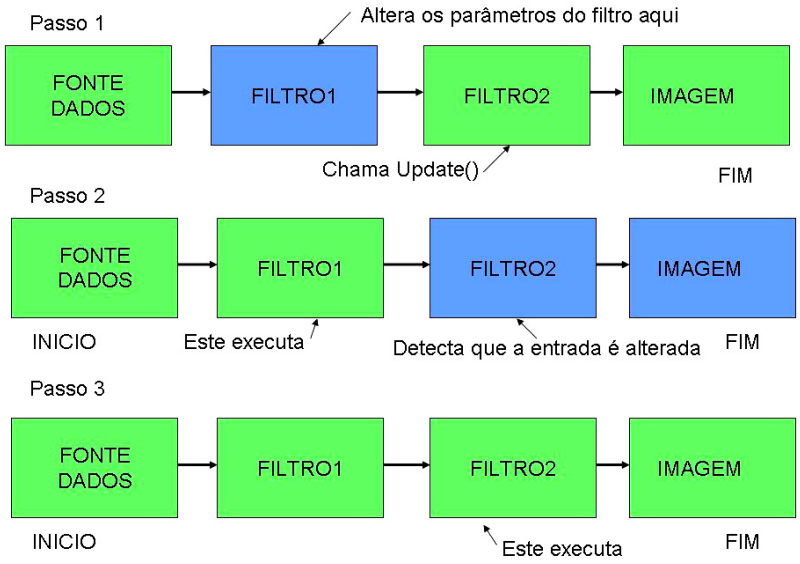


Figura 3-37: Modificação de um *pipeline*

Modificação do *pipeline* - Observe que no exemplo anterior a fonte de dados nunca é re-executado, ou seja, não se lê os dados novamente; este módulo não teve entrada e nunca foi modificado, assim a saída não pode ter mudado. Podem-se mudar coisas no fim do *pipeline* sem gastar tempo de recalculo de coisas no inicio.

Observe que operações de pré-processamento e, subseqüentemente, operações de visualização podem ser aplicadas em algumas diferentes seqüências para produzir os resultados finais desejados. Os resultados podem variar consideravelmente em seqüência diferentes. Por exemplo, a seqüência filtragem-> interpolação-> segmentação->rendering poderia produzir diferentes interpretações daquelas produzidas pela seqüência interpolação-> segmentação-> filtragem->rendering. Considerando diferentes métodos para cada operação e os parâmetros associados, há um grande número de caminhos para produzir os resultados finais desejados. Um estudo sistemático é necessário para entender qual combinação de operações é melhor para uma dada a aplicação. Usualmente, qualquer combinação fixa fornecida por sistemas de imagem tridimensionais é tomada como sendo a melhor para aquela aplicação. Mas será realmente? Mostrar tecidos de forma realista, incluindo cor, textura e propriedades de superfície está intimamente ligado à segmentação e ainda requer muita pesquisa. Grande parte da contribuição deste trabalho no software *InVesalius* está no arranjo destas caixinhas, cada desenvolvedor com seu conhecimento e aplicação especifica projeta um *pipeline* diferente. As bibliotecas ITK e VTK fornecem as caixinhas e cada desenvolvedor faz as malhas de realimentação, as seqüências e o controle do fluxo de acordo com o desejado.

3.15 Segmentação

A utilização de métodos de diagnóstico por dispositivos de imagens proporcionou enormes avanços na medicina atual e permitem análises detalhadas e estudos em profundidade de diversas estruturas do corpo humano. O principal fator da crescente disseminação de abordagens de diagnóstico clínico e pesquisa básica baseadas em imagens é o desenvolvimento de métodos computacionais sofisticados para extração e análise de informações cientificamente importantes e clinicamente relevantes a partir da imagem original. O projeto de algoritmos apropriados para processamento de imagens médicas traz complicações devidas ao grande volume de informação

envolvida, gerada a partir de equipamentos de diversas modalidades, além da própria complexidade inerente aos processos e sistemas observados (*Udupa, 2000*).

Neste contexto, a segmentação de estruturas de interesse presentes em uma imagem médica, utilizando modelos matemático/geométricos na descrição, análise e classificação das estruturas ainda é um campo de pesquisa e desafios. Este processo teria várias etapas bem definidas (*Sethian, 1999*). Primeiramente, redução do ruído presente na imagem (imperfeições do método de obtenção utilizado). Em seguida, pré-processamento da imagem para realçar algumas características importantes na etapa de segmentação, tais como a presença de bordas de interesse. Depois que a forma desejada tenha sido extraída e representada matematicamente, faz-se o cálculo de características geométricas como área, volume etc., conduzindo à etapa final de reconhecimento e classificação.

A segmentação consiste da subdivisão de uma imagem em suas partes constituintes ou objetos, onde um objeto nesse contexto refere-se a uma componente conexa. Após a segmentação, cada objeto é descrito com relação às suas propriedades geométricas e topológicas. Baseando-se nessa descrição, o reconhecimento de cada objeto resulta em uma imagem mapeada de tal forma que cada *pixel* possui uma classificação; *pixel*s que pertencem a objetos diferentes têm associadas classificações distintas. Portanto, seu objetivo é identificar os *pixel*s que pertencem a uma estrutura de interesse. Para tanto, são exploradas características de similaridade, descontinuidade e conectividade decorrentes da distribuição de densidade de *pixel*s. Esse procedimento pode ser uma das mais difíceis tarefas no processo de visualização.

A principal diferença entre as técnicas de segmentação está na forma como estas características são exploradas. Métodos de processamento de imagem delineiam um grande número de alternativas, indo de paradigmas baseados em modelo, conhecimento e físicos, a técnicas morfológicas e conexionistas. As técnicas de segmentação mais utilizadas são o *thresholding* (métodos baseados na escolha de valores de limiar) - veja figura 3-38, métodos baseados no crescimento de regiões e métodos utilizados na detecção de bordas (contorno). O processo de segmentação inclui técnicas manuais, semi-automáticas e automáticas. A técnica manual dominante (*McInerkey, 1994*) é a edição de fatias de imagem. Nela, um operador

habilidoso, utilizando alguma ferramenta digital, traça as regiões de interesse em cada fatia do volume. As desvantagens óbvias desta técnica são as dificuldades de reprodução de resultados, dificuldade de comparação de resultados obtidos de diferentes operadores, e dificuldade de se fazer inferências de estruturas tridimensionais a partir de fatias bidimensionais. Por outro lado, as técnicas semi-automática e automática definem curvas que se movem dinamicamente - a partir de uma posição inicial definida pelo usuário, ou automaticamente - em direção às características desejadas da imagem.

A estrutura segmentada é representada por um conjunto de dados otimizados, utilizados na construção de uma representação 3D da estrutura em estudo. São estruturas de dados complexas, não lineares, e com contrastes difíceis de distinguir. Esta representação é então exportada em formatos específicos que serão interpretados por sistemas de prototipagem rápida, permitindo a geração de modelos físicos da estrutura em estudo.

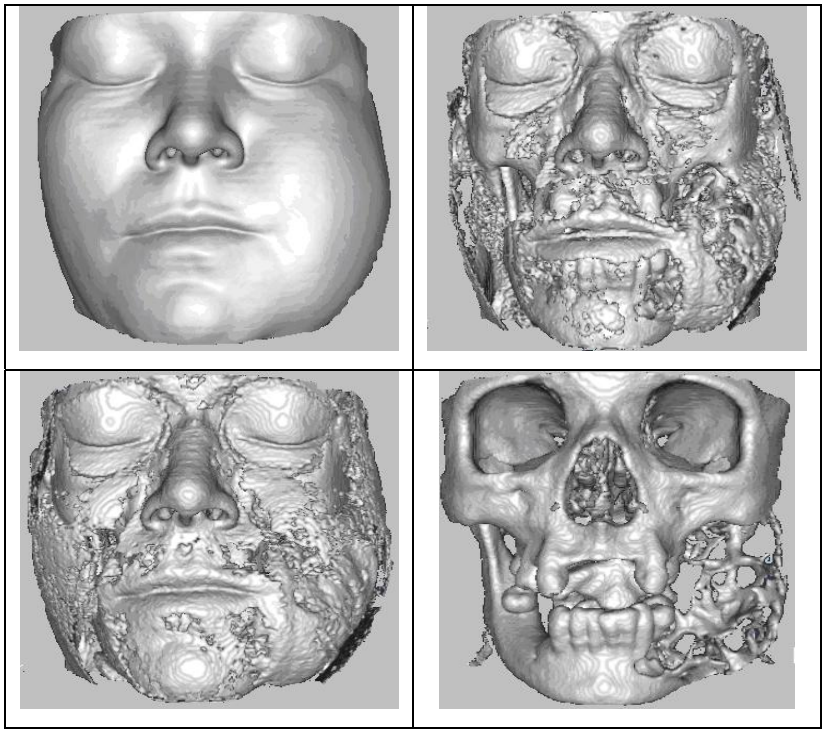


Figura 3-38: Processo de segmentação, utilizando *threshold* e rendering de volume método isosuperfície.

A qualidade do modelo físico resultante da prototipagem depende diretamente da precisão dos resultados obtidos na fase de segmentação.

3.15.1 Implementação

A aquisição dos dados para segmentação geralmente é feita com a orientação axial. Para o estudo das orientações sagital e coronal, o software *InVesalius* utiliza-se do método *SetTransform*, que permite rearranjar os dados axiais em memória de forma que seja possível a observação dessas orientações. Com relação à segmentação, o sistema desenvolvido apresenta uma interdependência entre os dois métodos utilizados (*threshold* e contorno), possibilitando, dessa forma, três maneiras distintas de fazê-la: segmentação por contorno, segmentação por *threshold* e segmentação por aplicação de valor de contorno num certo limiar.

A segmentação exclusivamente por *threshold* está presente no método de renderização denominado "*Composite*". Associou-se a classe *vtkImageThreshold* ao método de renderização *ray-casting*, cuja função de filtro aplicado foi *Composite*. Na prática, definem-se os valores máximo e mínimo de limiar e observa-se o conjunto de *pixel*s que se encontram nesse intervalo. Na segmentação por contorno associada com segmentação por *threshold*, utilizou-se a classe *vtkImageThreshold* também associada ao método de renderização *ray-casting*. A função de filtro para renderização utilizada foi isosuperfície, única diferença em relação à implementação por *threshold*. Deve-se variar concomitantemente *threshold* e contorno para chegar-se ao objeto de interesse.

Finalmente, a segmentação exclusivamente por contorno foi implementada com duas classes distintas: *vtkMarchingCubes* e *vtkContourFilter*. Basta definir-se um valor de contorno e observar os resultados, via de regra, bons. Destaca-se a opção mapa de cores, em que é possível executar diferentes mapeamentos de cores sobre um volume. Como resultado, observa-se um objeto cuja coloração fornece informações sobre as densidades do volume analisado. Um especialista poderia utilizar essa ferramenta para descobrir o local adequado de incisão de um pino, por exemplo, baseado na informação de densidade do osso.

Apesar do grande esforço investido neste trabalho nos diferentes métodos propostos e implementados do *ITK*, não há uma única aproximação que possa resolver o problema de segmentação para a grande variedade de problemas ofertados. Algoritmos de segmentação efetiva

são obtidos cuidadosamente customizando uma combinação de componentes. Os parâmetros destes componentes são ajustados para características da modalidade de imagem usada como entrada e das características das estruturas anatômicas a serem segmentadas. O *ITK* fornece alguns componentes de segmentação mais comumente utilizados. Porém muito se exige do projetista para combinar estes componentes e conseguir um pipeline razoável o suficiente para uma boa segmentação. Alguns algoritmos como crescimento de região – *CurvatureAnisotropicDiffusion* foram alterados em alguns critérios para tentar melhorar a escolha dos parâmetros de acordo com as condições dos dados de entrada. Isto também foi feito com *Level Set – FastMarching*.

3.15.2 Algoritmos de segmentação

3.15.2.1 Contorno

Quando se observa uma superfície colorida, nossos olhos freqüentemente dissociam áreas com coloração diferente, gerando, dessa forma, áreas bem definidas de visualização. Aplicando-se o contorno num conjunto de dados, efetivamente há uma delimitação de fronteiras. Tais fronteiras correspondem a linhas de contorno (quando o contorno é aplicado a uma imagem bidimensional) ou a superfícies (quando o mesmo é aplicado a objetos tridimensionais) de valores escalares constantes. Exemplos de contorno 2D incluem os tradicionais mapas do tempo, que apresentam isotermas, ou mapas de topologia, que apresentam áreas com elevação constante. Contornos tridimensionais são chamados isosuperfícies, que podem ter suas representações aproximadas por primitivas poligonais. O método de contorno extrai contornos em cada seção e os conecta. Devido a dificuldade de ajuste do ganho, de encontrar as bordas dos objetos, de conectar contornos das bordas, o tamanho da geometria intermediaria pode ser grande, faz-se necessário comparar os resultados com outros métodos.

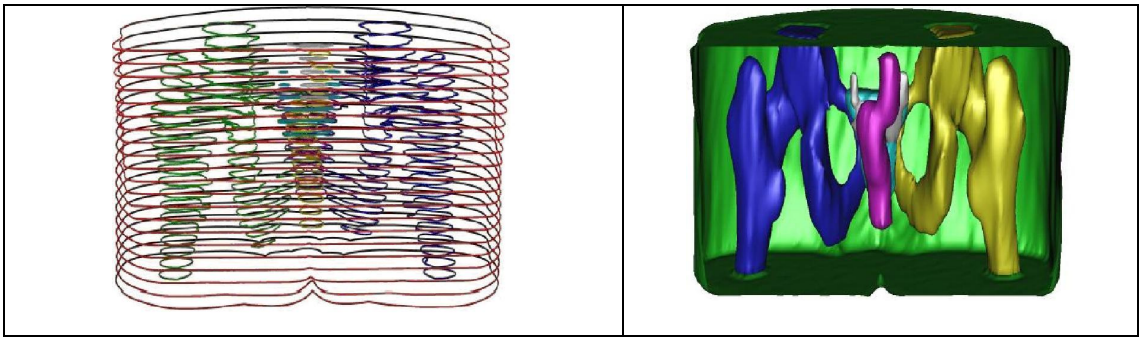


Figura 3-39: Exemplos de contorno - Imagens de exemplos fornecidas pelo VTK.

3.15.2.2 *Threshold*

Thresholding é uma técnica de segmentação eficiente, não contextual. Usualmente é referente a *thresholding* de intensidade, classifica *pixel*s (*voxel*s) em duas categorias. *Thresholding* pode empregar uma faixa fixa ou um valor de *threshold* adaptativo. *Thresholding* geralmente envolve analisar o histograma, onde diferentes características da imagem dão características distintas no histograma. No *threshold* fixo ou global o valor é mantido constante através da imagem. O sucesso depende criticamente da seleção de um *threshold* apropriado (*Udupa 2000*).

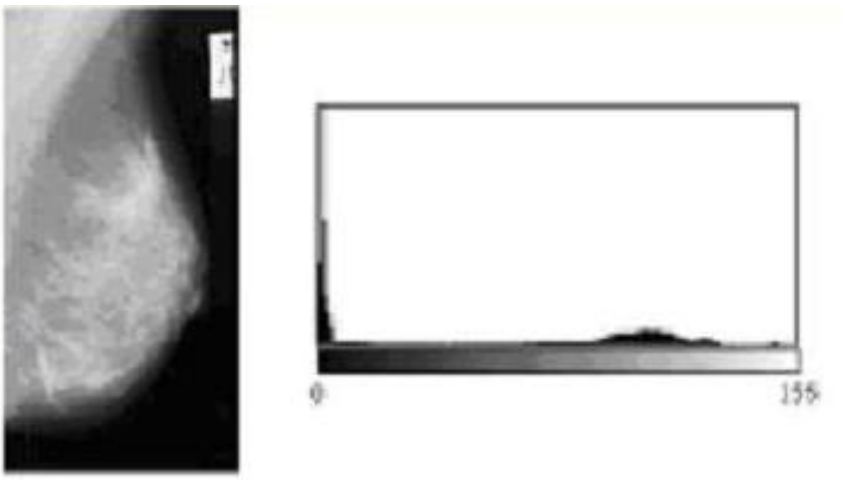


Figura 3-40: *Threshold* de valor único

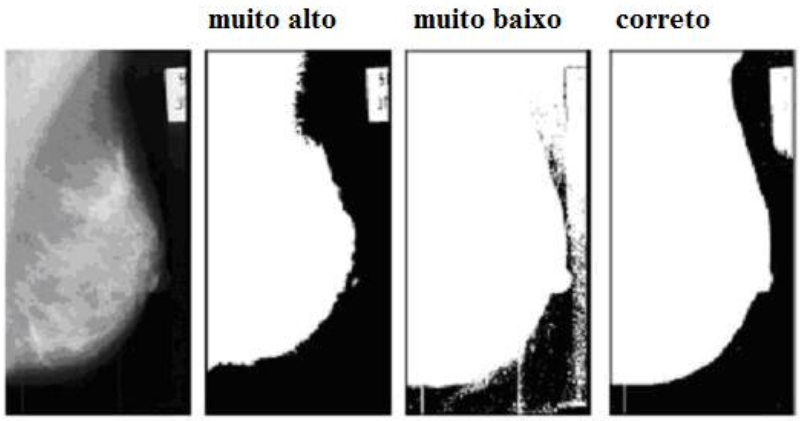


Figura 3-41: Imagens resultantes da aplicação de *threshold*.

O *threshold* ótimo baseia-se na forma do histograma para localizar o *threshold*. Entretanto, não é confiável para seleção de *threshold* quando os picos do histograma não são claros. Uma função critério é projetada de forma a produzir algumas medidas de separação entre regiões. Esta função é calculada para cada intensidade e o que maximiza/minimiza esta função é escolhido como *threshold*.

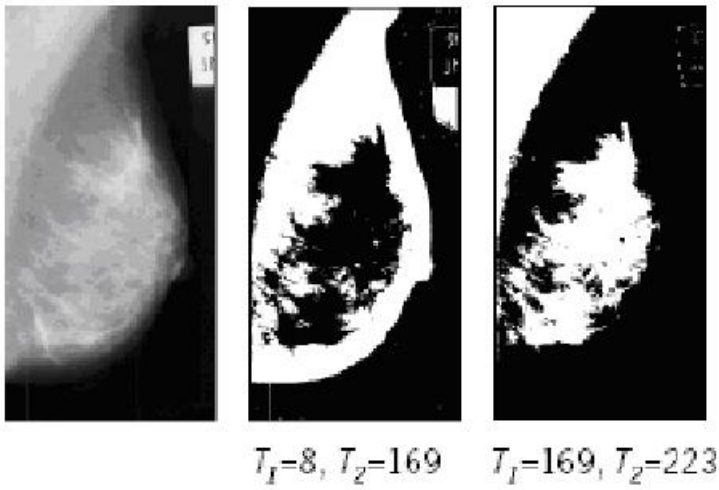


Figura 3-42: *Threshold* duplo. Note que as imagens são quase que complementares (T2 = 169 na primeira igual a T1 na segunda imagem) (*Udupa 2000*).

O *threshold* adaptativo é também chamado de *threshold* local ou regional, e emprega mais que um valor de *threshold,* trabalha quando o nível de intensidade background não é constante e

os objetos variam dentro da imagem. Examina as relações entre intensidades dos *pixel*s vizinhos para adaptar o *threshold* de acordo com a estatística de intensidade de diferentes regiões. As dificuldades de fazer o *threshold* aumentam quando há imagens com pobre contraste, não uniformidades espaciais, ambigüidades, entre outros.

Outro método para decidir o *threshold* é a classificação de componentes conectados: há conectividade de *pixel*, quatro vizinhos, oito, 4(8) conectados sendo 2 *pixel*s dentro dos quatro ou dentro dos oito vizinhos, conforme figura 3-43. A classificação de componentes conectados se dá em grupos de *pixel*s em uma imagem dentro de componentes baseados na conectividade do *pixel*. É feito uma varredura na imagem *pixel*-a-*pixel*, de cima para baixo, da esquerda para a direita, de modo a identificar regiões que tem *pixel*s conectados. Um critério de intensidade, ou seja, o mesmo conjunto de valores de intensidade (1 para imagem binária; uma faixa de valores para nível de cinza). Se todos vizinhos não satisfazem o critério, atribui-se um identificador ao *pixel*; se somente um vizinho satisfaz, atribui-se um identificador para o *pixel*; se um ou mais dos vizinhos satisfazem o critério, atribui-se o identificador para o *pixel* e faz-se uma observação das equivalências encontradas. Os pares de identificadores equivalentes são colocados em classes de equivalência e um único identificador é atribuído para todos os *pixel*s.

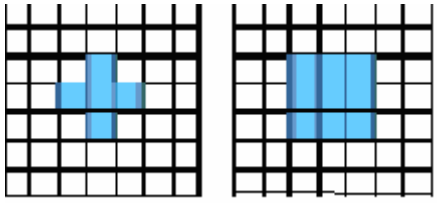


Figura 3-43: Classificação de componentes conectados, 4 e 8 respectivamente.

3.15.2.3 Crescimento de região

O método de crescimento de região foi implementado no software *InVesalius* seguindo as estruturas da biblioteca ITK. Entretanto, o projeto dos *pipelines* é de criatividade e responsabilidade do desenvolvedor. É uma técnica de agrupamento de dados, na qual somente as regiões adjacentes, espacialmente, podem ser agrupadas. Inicialmente, este processo de segmentação rotula cada "*pixel*" como uma região distinta. Calcula-se um critério de similaridade

para cada par de regiões adjacentes espacialmente. O critério de similaridade baseia-se em um teste de hipótese estatístico que testa a média entre as regiões. A seguir, divide-se a imagem em um conjunto de sub-imagens e então se faz a união entre elas, segundo um limiar de agregação definido.

A segmentação começa com um ponto semente numa região de interesse (tipicamente um ou mais *pixel*s) considerada interna ao objeto a ser segmentado. Os *pixel*s vizinhos a esta região são avaliados para determinar se eles seriam considerados parte do objeto. Se sim, eles são somados a região e o processo continua somando novos *pixel*s. Várias implementações são disponíveis dependendo de critérios usados para decidir se um *pixel* é incluído na região ou não, o tipo de conectividade usada para determinar os vizinhos, e a estratégia usada para visitar *pixel*s vizinhos. A figura 3-44 descreve as classes utilizadas e as várias formas de combinação para formar um *pipeline* para segmentar um objeto. No *InVesalius* adotou-se inicialmente CurvatureAnisotropicDiffusion-homogeneização-ConnectedThreshold/ConfidenceConnected.

Para o método de crescimento de região são utilizados conforme a figura 3-44 os seguintes métodos: método de *threshold* conectado incluir *pixel*s em uma região de crescimento é avaliar valores de intensidade dentro de um intervalo valores de intensidade fornecido pelo usuário; método *Otsu* que minimiza o erro de uma má classificação feita; vizinhança conectada que dado um ponto semente só aceitará um *pixel* se todos os seus vizinhos têm intensidades que pertencem ao intervalo; conectado por confidencia dado um ponto semente uma pequena vizinhança tem torno do ponto semente será utilizada para calcular a média e o desvio padrão inicial para critério de inclusão; conectados isolados duas sementes e um *threshold* inferior soa fornecidos, o filtro crescerá em uma região conectado a primeira semente e não conectada a segunda. A forma de inicialização dos algoritmos e como eliminar os erros são descritos no **Apêndice Segmentação**.

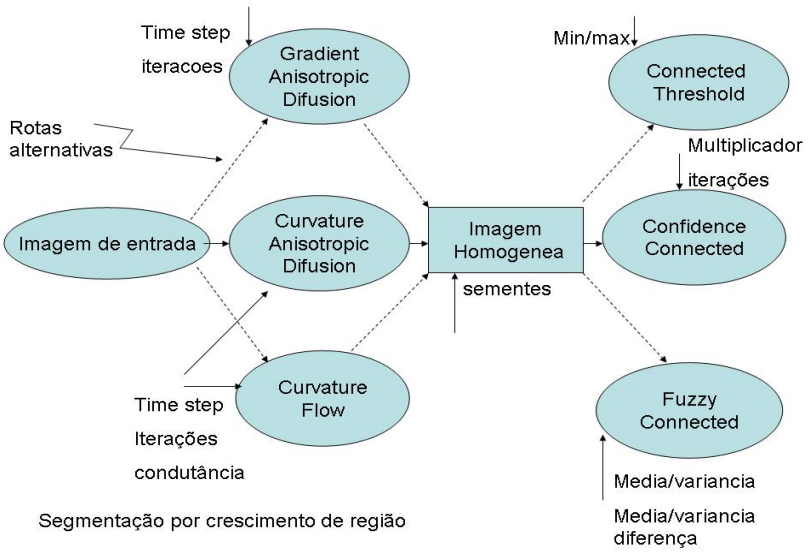


Figura 3-44: Segmentação por crescimento de região. Os nomes em inglês são os nomes das classes disponíveis na biblioteca *ITK* e também na documentação da biblioteca.

3.15.2.4 Segmentação *Level Set*

No **Apêndice VII Segmentação** ou nas referências citadas pode-se ver detalhes das variáveis de entrada e saída destes filtros e de alguns parâmetros de ajustes. Assim como o método de crescimento de região estes filtros *level sets* foram implementados na versão do software *InVesalius* seguindo as estruturas da biblioteca ITK. Entretanto, o projeto dos pipelines é de criatividade e responsabilidade do desenvolvedor.

O *Level Set* (*Sethian, 1982*) (*Sethian, 1999*)(*Sethian, 1985*) (*Adalsteinsson, 1995*) é um método numérico que acompanha a evolução do contorno e das superfícies. Em vez de manipular o contorno diretamente, o contorno é considerado como *Level Set* zero de uma função de alta dimensão, chamada de função *Level Set*. Esta função é então incorporada sob o controle de uma equação diferencial. Em algum momento, o contorno envolvente pode ser obtido extraindo o *Level Set* zero da saída. A principal vantagem de usar *Level Set* é que formas complexas arbitrárias podem ser modeladas e mudanças topológicas tais como união, divisão são manuseadas implicitamente.

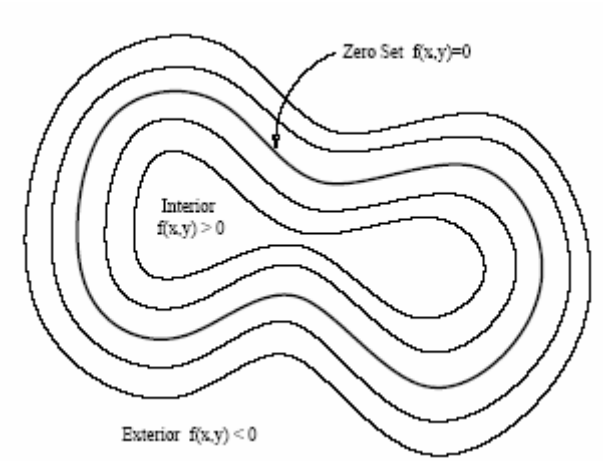


Figura 3-45: Conceito de zero set em um *Level Set*.

Os *Level Set*s são usados para segmentação utilizando características baseadas na imagem tais como intensidade média, gradiente e bordas que governam a equação diferencial. Um contorno é inicializado pelo usuário e é então envolvido até que ele se adapta a forma de uma estrutura anatômica na imagem. Algumas diferentes implementações e variantes deste conceito básico têm sido publicados na literatura (*Sethian, 1999*).

Esta sessão descreve características comuns a todos os filtros de segmentação *Level Set*, exceto o *FastMarchingImageFilter,* que é derivado de uma estrutura de código diferente. Entender as características ajudará e usar os filtros mais eficientemente. Para a implementação do método *Level Set* utilizou-se a biblioteca do ITK e mais detalhes de entrada e saída de todos os métodos podem ser vistos no **Apêndice VII Segmentação**. Na figura 3-46 vê-se um exemplo de superfície *Level Set.*

Cada filtro faz uso de uma equação *Level Set* genérica para calcular a atualização da solução da equação diferencial parcial. Nesta equação existem termos de advecção[35], propagação (expansão), um termo modificador espacial para a curvatura média, constantes escalares e pesos para ponderar a influência relativa de cada termo no movimento da interface. O filtro de segmentação pode usar todos estes termos em seus cálculos, ou pode omitir um ou mais termos. Todos os filtros operam em precisão de ponto flutuante para produzir os resultados.

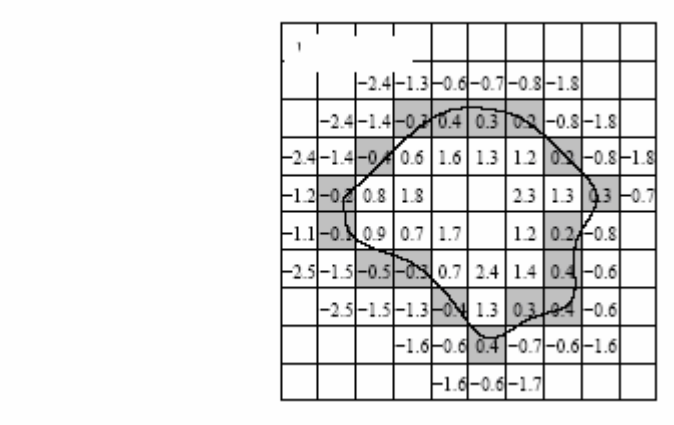


Figura 3-46: A superfície *Level Set* implícita é a linha preta superposta sobre o grid da imagem. A localização da superfície é interpolada pelos valores de *pixel*s da imagem. Os *pixel*s do grid mais próximos da superfície explicita é mostrado em cinza (*Sethian, 1999*).

A maioria dos filtros requer duas imagens como entrada, um modelo inicial e uma imagem característica, a qual é ou a imagem que se quer segmentar ou alguma versão pré-processada. É necessário especificar um valor (*isovalor*) que vai representar a superfície no modelo inicial. A única imagem de saída de cada filtro é uma função no final dos passos de tempo especificados pelo usuário (*time steps*). É importante observar que o contorno representando a superfície é o *Level Set* zero da imagem de saída, e não o isovalor que foi especificado para o modelo inicial. A solução é calculada para precisão sub*pixel*. A melhor aproximação discreta da superfície é, portanto o conjunto de posições do *grid* mais próximo para o *zero-crossing* na imagem. A função *ZeroCrossingImageFilter* encontra exatamente as posições do grid e podem ser usadas pra extrair a superfície.

Segmentação *Fast Marching* - Quando a equação diferencial que governa a evolução do *Level Set* tem uma forma muito simples, um algoritmo de rápida evolução chamado de *Fast Marching* pode ser usado. O termo velocidade usado na equação diferencial é fornecido pelo usuário na forma de uma imagem, tipicamente calculada como uma função da magnitude do gradiente. A saída do filtro é um mapa que indica para cada *pixel*, quanto tempo ele tomaria para o front

[35] ação de transportar.

chegar à localização do *pixel*. A aplicação de um threshold na imagem de entrada é equivalente a tomar um instantâneo do contorno em um tempo particular durante a evolução, figura 3-47.

Segmentação detecção de forma - A implementação deste filtro no ITK é baseada no trabalho de Malladi et al (*Malladi, 1995*). Há um termo adicional baseado na curvatura que governa a equação diferencial. Ele age como um termo de suavização onde áreas de alta curvatura, assumidas serem devido a ruídos, são suavizadas. Parâmetros de escalamento são usados para controlar o *tradeoff* entre o termo de expansão e o termo de suavização. Uma conseqüência deste termo adicional de curvatura é que o algoritmo *Fast Marching* não é aplicável aqui porque o contorno não é garantido sempre estar em expansão. Em vez disto, a função *Level Set* é atualizada iterativamente, figura 3-48.

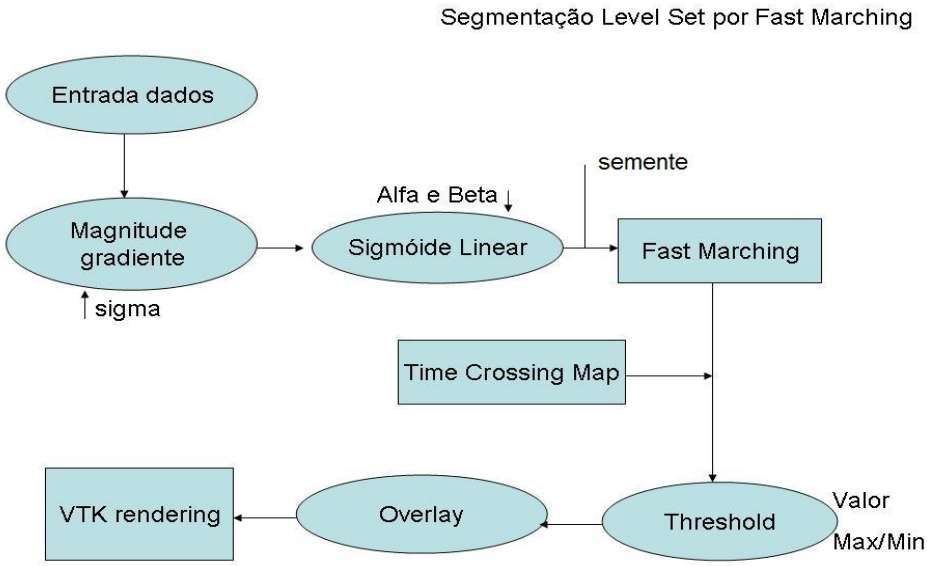


Figura 3-47: Utilização do método de *Fast Marching* para segmentação por *Level Set.*

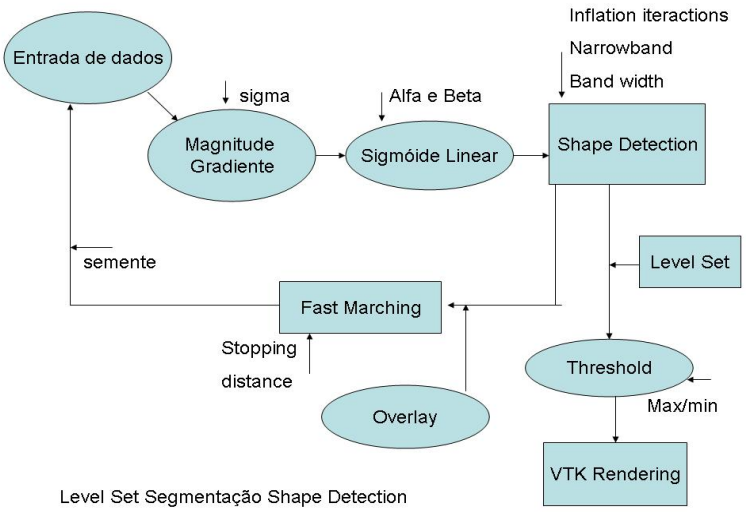


Figura 3-48: Implementação do método detecção de forma para segmentação *Level Set.*

Segmentação Level Set por Contorno Ativo Geodésico - A implementação do filtro do ITK é baseada no trabalho de Caselles (*Caselles, 1997*). Esta implementação estende a funcionalidade do filtro *ShapeDetection* adicionando um terceiro termo, advecção o qual atrai o *Level Set* para as bordas do objeto. Este filtro espera duas entradas, um *Level Set* inicial na forma de uma imagem e uma segunda imagem característica.

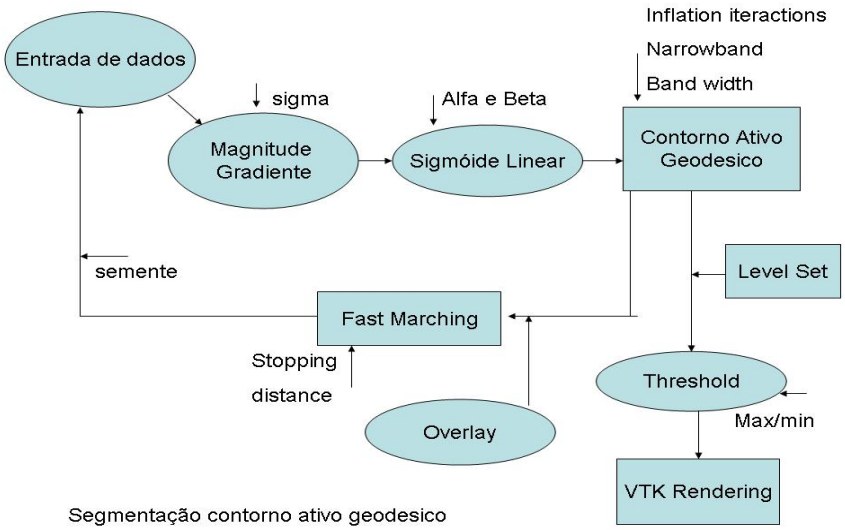


Figura 3-49: Segmentação pelo método contorno ativo geodésico por *Level Set*. Malha de atualização dos parâmetros na malha de contorno ativo geodésico e *Fast Marching.*

Neste algoritmo, esta imagem característica é uma imagem potencial de borda que basicamente segue as mesmas regras usadas para o *ShapeDetectionLevelSetImageFilter* discutido anteriormente. Os valores ótimos para estes parâmetros somente são determinados por experimento. Na aplicação real, poder-se-ia imaginar um mecanismo iterativo pelo qual o usuário supervisiona a evolução do contorno e ajusta estes parâmetros adequadamente, figura 3-49.

Segmentação Threshold *Level Set* - O filtro é uma extensão da segmentação threshold por componente conectado para a estrutura *Level Set*. O objetivo é definir uma faixa de valores de intensidade que classificam o tipo de tecido de interesse e então basear o termo de propagação na equação *Level Set* para esta faixa de intensidade. Usando a *aproximação Level Set*, a suavização da superfície envolvente pode ser restringida para prevenir alguma falha que é comum nos esquemas de componentes conectados. O termo de propagação é calculado da imagem característica de entrada com valores de *threshold* superior e inferior, figura 3-50.

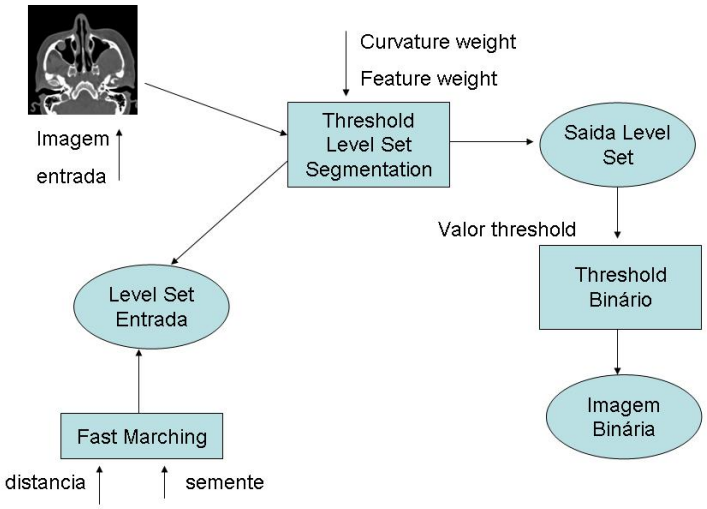


Figura 3-50: Segmentação pelo método de *threshold* usando o Level Set.

Segmentação Contorno Ativo Geodésico com orientação de Forma - A forma geral, localização e orientação de uma estrutura anatômica de interesse são conhecidas a priori. Esta informação é usada para ajudar no processo de segmentação. Leventon *et all* (*Leventon, 2000*), estenderam o método contorno ativo geodésico com um termo adicional influenciado pela forma

na condução do PDE. Este filtro do ITK é uma generalização do método de Leventon. A equação de *Level Set* genérica é estendida para incorporar o termo de guia de forma. O novo termo tem o efeito de conduzir o contorno em direção à forma que melhor se adapta.

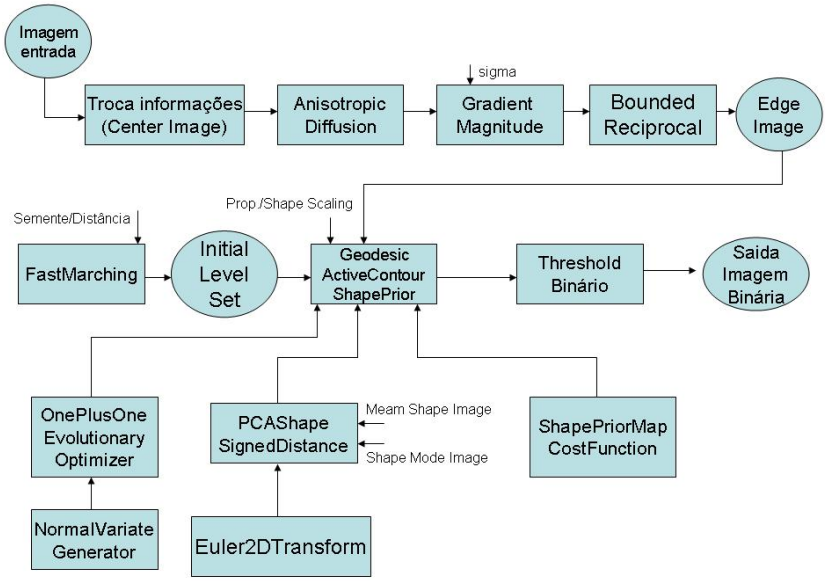


Figura 3-51 – Segmentação pelo método *geodesic active contour shape prior por Level Set.*

Um escalar pondera a influência do termo de forma na evolução total. Em geral, a forma que melhor se adapta não é conhecida à frente do tempo e tem que ser iterativamente estimada em conjunção com a evolução do contorno. Os cálculos do modelo de forma são mais complexos (figura 3-51).

3.15.2.5 Métodos Híbridos

A segmentação híbrida integra métodos de segmentação baseados em região e baseados em fronteira que amplificam a robustez, mas reduzem a fragilidade de ambas as técnicas. A vantagem vem do fato de combinar métodos de segmentação baseados em região como *fuzzy connectedness* e diagramas de classificação de *Voronoi* com segmentação de modelo deformável baseado em fronteira. A sinergia entre diferentes metodologias tende a resultar em robustez e alta

qualidade de segmentação. Uma máquina de segmentação híbrida pode ser montada de diversas maneiras com os algoritmos do ITK, conforme figura abaixo. Discute-se a implementação da integração de *fuzzy* connectedness e diagrama de classificação de *Voronoi*, e integração de modelos deformáveis e *Gibbs Prior* (*Angelini, 2002*).

Provavelmente a combinação mais simples de filtros híbridos seja o *ConfidenceConnectednessImageFilter* e *SimpleFuzzyConnectednessScalarImageFilter*. Nesta combinação, o filtro *SimpleFuzzyConnectednessScalarImageFilter* é usado para produzir uma segmentação grosseira da estrutura anatômica e calcular a estimação da média e variância dos valores de cinza em tal estrutura. Estes valores são passados para o filtro *SimpleFuzzyConnectedness*, de modo a calcular um mapa de afinidades a partir de um ponto semente fornecido pelo usuário. Este mapa de afinidade indica, para todos os *pixel*s, quão homogêneo é o caminho que os ligará ao ponto semente.

Outra combinação é filtros fuzzy connectedness e Classificação Voronoi. Começa-se com o filtro *fuzzy connectedness* para gerar uma amostra de tecido de uma região a ser segmentada e deriva-se estatísticas da imagem que constitui o operador homogeneidade a ser usado no próximo estágio do método. A saída do filtro é usada como uma prévia para o filtro de classificação do diagrama de *Voronoi*. Este filtro apresenta subdivisão e classificação iterativa da imagem segmentada, o que resulta em uma estimação das fronteiras. A saída do filtro é uma imagem binária 3D que pode ser usada para mostrar um resultado 3D da segmentação, ou passada para outro filtro (por exemplo, modelo deformável) para melhorar na segmentação final (figura 3-52).

Filtros Modelos Deformáveis e Gibbs Prior – Modelos deformáveis – contornos e superfícies que mudam de forma sob a influência de campos de força na imagem. O usuário desenha uma região grosseiramente, e automaticamente o algoritmo deforma a superfície em direção à fronteira. Contorno dinâmico discreto é representado por um conjunto de vértices ordenados conectados por segmentos de linha retos figura 3-53. Cada vértice I têm coordenadas no tempo t.

O propósito do filtro *DeformableMesh3DFilter* é tomar uma superfície inicial descrita por uma malha *Mesh* e deformá-la, de modo a adaptá-la à forma de uma estrutura anatômica na imagem.

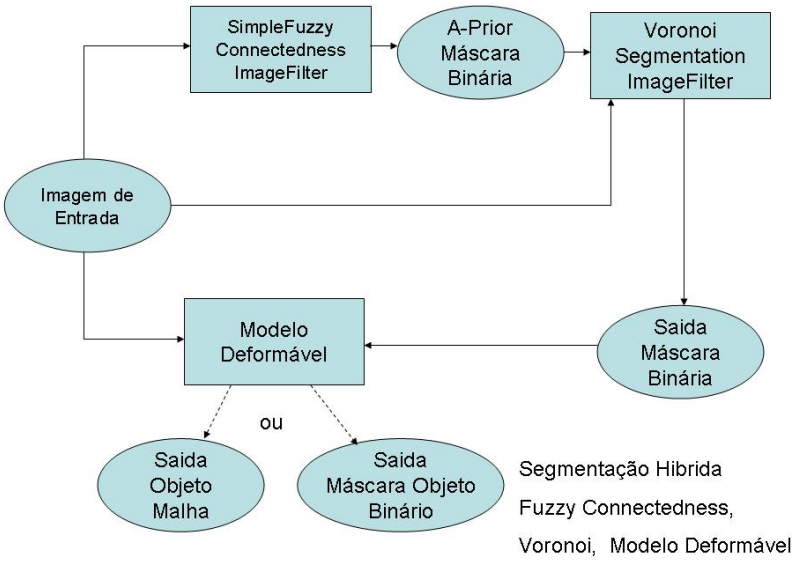


Figura 3-52: Segmentação híbrida.

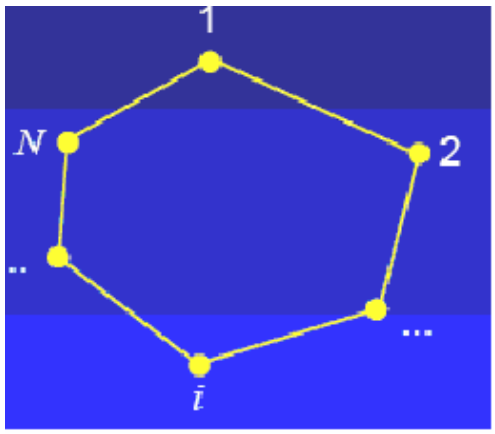


Figura 3-53 Contorno representado por um conjunto de vértices conectados e ordenados.

Primeiro uma malha inicial é gerada usando uma máscara binária e um algoritmo isocontorno (tal como *marching cubes*). A máscara binária pode conter uma única forma que relembre vagamente a estrutura anatômica que se quer segmentar. A aplicação do algoritmo isocontorno produz uma malha 3D que tem uma forma da estrutura inicial.

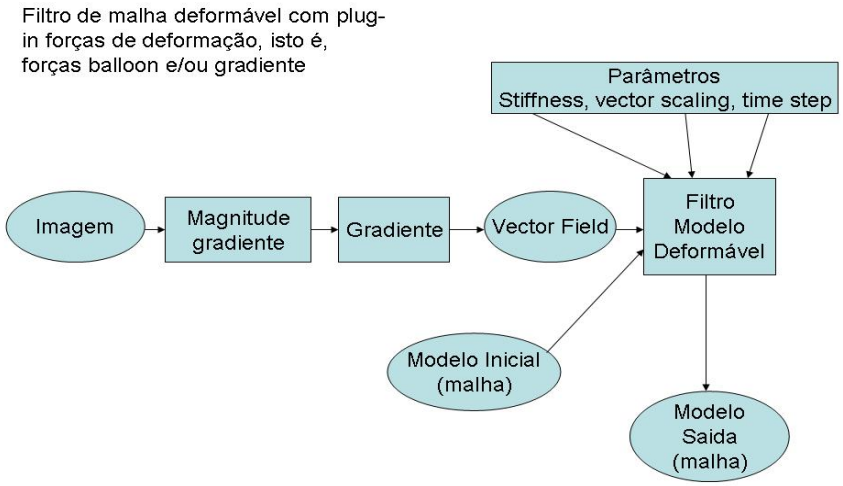


Figura 3-54 Filtro de malha deformável.

Esta malha inicial é passada como entrada para o modelo deformável o qual aplicará forças nos pontos na malha de modo a reformatar a superfície até que ela se adapte a estrutura anatômica na imagem. As forças aplicadas na superfície são calculadas de um modelo físico aproximado que simula uma deformação elástica. Entre as forças a serem aplicadas necessita-se de uma que puxará a superfície para a posição das bordas na estrutura anatômica. Este componente de força é representado como um campo vetor. Para obter sucesso na segmentação os parâmetros de entrada precisam ser ajustados de modo a refletir as características dos dados. A saída do filtro é uma malha.

Filtro Gibbs Prior - A entrada é uma imagem 2D com número de bandas e dimensão e a saída do filtro é uma segmentação binária que pode ser melhorada pelo modelo deformável, figura 3-55. A segmentação de Gibbs é para gerar uma segmentação grosseira que produz uma amostra do tecido, a qual será combinada para formar a entrada para o método isocontorno.Um classificador é necessário para o modelo prévio Gibbs para corrigir decisões de segmentação. O classificador calculará a média e variância do objeto usando a classe *image* e os resultados serão usados como parâmetros para o modelo prévio de Gibbs.

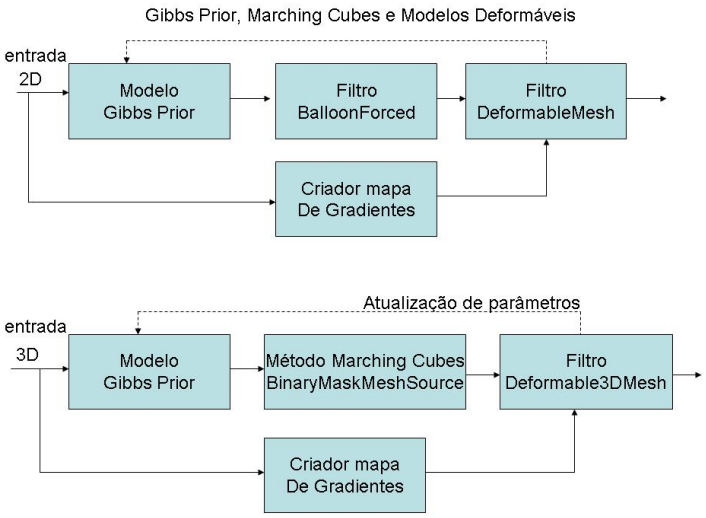


Figura 3-55: Algoritmos Gibbs Prior, Marching Cubes e modelos Deformáveis para entrada 2D e 3D.

Algumas considerações:

Novas classes de algoritmos de segmentação discutidas acima, baseados no ITK já estão sendo testadas para uma futura implementação no *InVesalius*. As classes de segmentação do VTK utilizadas anteriormente foram substituídas pelas do ITK, mas ainda mantendo a utilização de contorno e *threshold* binário, em conjunção com os novos algoritmos. No trabalho cooperativo feito com o grupo do ITK, seguindo as listas de discussões, observa-se que muitos destes algoritmos ainda estão sendo otimizados, muito dos parâmetros de ajustes estão sendo eliminados e ainda há uma grande preocupação com o tempo de processamento destes algoritmos. Neste trabalho testes são realizados com imagens de ressonância magnético do cérebro, e em muitos casos 120 fatias demora em torno de 40 segundos de execução. Para um modelador no CenPRA, ou um estudo mais detalhado o tempo não é muito problema, mas para o médicos na sua sala ou hospital este tempo é longo.

Em 1987 Vannier escreveu: “apesar de suas limitações, a imagem tridimensional está aqui para ficar”. A quantidade expressiva de referências que têm sido publicadas desde 1993, e citada no capitulo 1, sabe-se que a maioria dos itens tem sido acompanhada em ambientes de pesquisa, mas ainda não foi possível colocá-las na prática clínica rotineira exceto em um número

relativamente pequeno de centros e hospitais acadêmicos. O único item que ainda não tem sido completamente resolvido e que consome tempo é a segmentação específica de tecidos. Provavelmente esta é a principal razão para a imagem tridimensional não ter tornado uma ferramenta da rotina (*Udupa, 2000*). A combinação de investimentos e de tempo de especialistas em edição manual fatia por fatia com possibilidades limitadas pela restrição e esforços não é factível. Outro fator limitante é a falta de padronização dos formatos de imagem e das mídias de arquivamento dos dados os quais dificultam a troca de dados de imagem entre radiologistas e médicos, e também entre instituições. O formato DICOM está agora sendo tornado disponível como um novo padrão para a troca de imagens médicas, mas falta a ele a inclusão de um formato para descrição de objetos resultantes da segmentação. O objetivo é evitar a numerosa conversão de formato de dados para usuários específicos.

A extração eficaz de toda a informação contida nas imagens 3D requer novos conceitos em metodologias de processamento de imagem. A visualização e análise de imagem multidimensional é grandemente um processo exploratório, dirigido em melhor compreender a natureza do objeto visualizado. As potencialidades deste sistema estão em facilitar a exposição, as edições e as medidas e para fornecer a exploração hábil de todos os relacionamentos (isto é, estrutural e funcional) que existem dentro dos dados. A taxa da evolução e a aceitação de sistemas biomédicos da imagem 3D serão cada vez mais dependentes em efetividade, conformidade e extensividade dos pacotes de software e das interfaces do usuário (*Udupa, 2000*).

Conceder sistemas para os quais o valor agregado clínico é bem definido: este é provavelmente o objetivo principal desde que os resultados reais de uma nova técnica possam ser demonstrados. Isto exige um longo período de validação clínica. Desenvolver ferramentas genéricas que podem ser aplicadas para algumas diferentes aplicações clínicas - esse conceito torna possíveis desenvolvimentos mais rápidos e seguros, e ele também transforma uma série de aplicações em problemas científicos comuns. Não somente diferentes técnicas, mas também diferentes especialidades médicas ganham com esta estrutura. A metodologia baseada no círculo percepção/decisão/ação fornece uma base para esses projetos.

Capítulo 4

Prototipagem Rápida - PR

O objetivo deste capítulo é descrever resumidamente os dois processos de prototipagem utilizados neste trabalho e disponíveis na Divisão de Desenvolvimento de Produtos do CenPRA – sinterização seletiva a laser e impressão tridimensional. A seguir discutem-se alguns parâmetros de qualidade que devem ser analisados quando da fabricação do modelo físico. Para um conhecimento aprofundado dessas tecnologias existem muitos estudos descritivos, sobre sua aplicação (*D'Urso 1998; Crawford 1999; Meurer 2002; Santa Bárbara 2003*) e sobre os processos envolvidos (*Chua C.K. 2003*, *Jacobs 1995; Jacobs 2000; Cooper 2001; Pham 2001*, *Saura 2003*).

A introdução da PR na medicina foi a principal motivação para se desenvolver uma metodologia para que o modelo físico de uma região anatômica de interesse passasse a ser usado para planejamento cirúrgico – como já dito no capítulo 1. Inicialmente a primeira "tela de visualização" que os cirurgiões utilizaram foi o próprio protótipo, pois a modelagem era feita por um modelador e não pelo cirurgião. Com a disseminação da metodologia e do software, o monitor do computador com a representação do modelo virtual passou a proporcionar essa primeira visualização. Nessa nova condição, as decisões quanto às especificações de um modelo físico podem ser tomadas a priori – por isso é importante conhecer o processo de prototipagem, para que se possa controlar, melhorar e compreender os resultados apresentados.

Correntemente, a maioria dos modelos médicos físicos são representações de estruturas ósseas baseadas nos dados de tomografia. Mas, mesmo as estruturas de tecidos moles, vindas da ressonância magnética, podem gerar um modelo físico. Os modelos fornecem ao médico um

entendimento da forma, orientação, localização relativa e tamanho da estrutura anatômica interna. Esses modelos têm sido utilizados nas áreas de neurocirurgia, cirurgia craniofacial, cirurgia buco-maxilo-facial, ortopedia e odontologia, para diagnóstico e planejamentos do tratamento e da cirurgia. Eles são funcionais tanto no período pré-operatório quanto durante o procedimento cirúrgico.

Protótipos físicos referem-se a modelos físicos que podem se tocados. Protótipos virtuais são interpretações geradas por computador a partir de um desenho ou projeto. Os protótipos virtuais são gerados por ferramentas de visualização e não podem ser tocados, mas podem fornecer um outro método para a comunicação de especificações de projetos de produtos. Futuros desenvolvimentos nas áreas de hologramas e realidade virtual ajudarão as ferramentas de visualização a gerar interpretações (rendering) 3D (*Jacobs, 2000*).

4.1 O que é Prototipagem Rápida

Prototipagem rápida é o nome dado a tecnologias inter-relacionadas, que são usadas para fabricar objetos físicos tridimensionais altamente detalhados, obtidos diretamente de desenhos tridimensionais de um CAD. Estes métodos são similares a outros, que adicionam e ligam materiais na forma de camadas para a obtenção de peças concretas de geometria complexa. Na PR utiliza-se uma máquina genérica, que não necessita de fixadores para peças ou ferramentas e requer mínima ou nenhuma interferência humana. A PR liga e conecta líquido, pó e folhas, para formar peças; fabrica objetos de plástico, madeira, cerâmica e metais. PR é também conhecida pelos nomes da fabricação de forma livre (FFF), manufatura em camadas, fabricação automatizada e outros. Algumas vezes os próprios nomes dos processos específicos são usados para denotar o campo como um todo (*Pham, 2001*), (*Chua, 2003*).

O processo de fabricação de um protótipo pode se classificado em 3 categorias: subtrativa, aditiva e compressiva. No processo subtrativo, um bloco de material é talhado para produzir uma forma desejada e os objetos são formados por remoção mecânica do material. No processo aditivo, constrói-se um objeto pela ligação de partículas ou camadas a partir da matéria prima em estado cru. O processo compressivo força um material semi-sólido ou líquido para uma forma

desejada, na qual ele é induzido a solidificar ou a endurecer. Os processos de prototipagem convencionais são subtrativos, tais como os processos de maquinaria – frenagem, usinagem, desbaste. É difícil utilizar estes métodos em peças com cavidades internas pequenas ou de geometria complexa, o que representa uma tarefa fácil para a prototipagem rápida. Processos compressivos, também convencionais, incluem fundição, moldagem, inserção.

O princípio da PR é oposto ao de métodos clássicos, pois as tecnologias de PR são processos aditivos. Podem ser categorizadas conforme a natureza material utilizado: fotopolímeros, termoplásticos e adesivos. Sistemas fotopolímeros solidificam uma resina líquida por exposição discriminante a um comprimento de onda específico de luz. Em sistemas termoplásticos, o material sólido é derretido e fundido sob refrigeração. Sistemas adesivos utilizam um aglutinante para conectar o material de construção primário. A integração de PR com processos compressivos tem resultado na rápida geração de estruturas nas quais que se podem fazer moldes. Outro caminho para classificar as tecnologias de PR é baseado na forma do material utilizado para o início do processo de prototipagem: líquido, sólido ou em pó.

A prototipagem rápida não é necessariamente muito rápida, nem se restringe à confecção de protótipos, pode fazer também uma peça final. A velocidade é relativa – dentro do ciclo de um projeto, a prototipagem pode não ser utilizada por semanas a meses e, quando necessária, pode requerer muitas horas para fabricar um único objeto. Os protótipos são feitos para a avaliação do trabalho, mas a tecnologia tem sido dirigida também à produção direta das peças e dos conjuntos finais, do molde de injeção e de outros tipos de ferramentas. As tecnologias de fabricação aditiva[36] utilizam várias formas de conhecimento. Líquidos que se transformam em sólidos com aplicação de luz (fotopolímeros) formaram a primeira geração de máquinas práticas (estereolitografia – SLA). Logo a seguir desenvolveram-se métodos baseados na ligação de partículas de pó por laser (sinterização seletiva a laser – SLS), na extrusão dos termoplásticos

[36] Fabricação de uma peça adicionando materiais a um substrato ou a uma parcela formada previamente de uma peça. O termo é usado também genericamente como um sinônimo para PR.

(modelagem por deposição fundida), no empilhamento de materiais (manufatura de objeto laminado) e muitos outros.

Mais de trinta companhias no mundo produzem sistemas de prototipagem rápida. Muitas têm relacionamentos próximos com os fornecedores de materiais para PR e aproximadamente doze delas fazem os sistemas que são baseados em alguma variação do processo de SLA. À medida que os sistemas evoluem e os materiais passam a acomodar uma escala mais ampla de propriedades mecânicas desejáveis, o termo PR torna-se menos adequado. Essa tecnologia representa realmente o estado nascente da manufatura baseada em computador.

4.2 História da Prototipagem Rápida

A PR apareceu em 1890, quando Blanther propôs fazer mapas topográficos do relevo a partir de moldes. A idéia era que superfícies 3D poderiam ser compiladas conjuntamente a partir de placas 2D de cera. Em 1979 surgiu a técnica da foto escultura – muito complicada, pois era preciso fotografar um objeto 3D com 24 câmeras, espaçadas em torno de um quarto circular e usando as silhuetas para esculpir uma pequena parte de um cilindro. Essa idéia de usar projeções 2D para construir os modelos 3D teria ramificado de um sistema de manufatura de camadas, desenvolvido em 1956. Este sistema seguiu o processo reverso, tomando um modelo 3D e desenvolvendo seções transversais do objeto, a partir de uma emulsão transparente da foto (*Pham, 2001*).

Somente na década de 1990 é que a PR se tornou mais disponível, devido às revoluções na modelagem por CAD 3D, manufatura assistida por computador, e no controle numérico por computador (CNC). Essas tecnologias foram inicialmente usadas por indústrias de engenharia automotrizes e aeroespaciais; logo, suas aplicações fora estendidas a diferentes áreas da economia, incluindo a medicina (*Pham, 2001*). As empresas Stratasys e 3D Systems desenvolveram máquinas de PR com operação mais amigável, mais rápida. Estas máquinas padronizadas de PR explicam em parte o aumento no uso de prototipagem rápida.

4.3 Utilidades e vantagens da Prototipagem Rápida

O protótipo é parte essencial do ciclo de desenvolvimento de um produto e é utilizado para analisar a forma, montagem e funcionalidade de um artigo antes de se fazer um investimento significante para sua produção. A motivação inicial para inventar métodos de PR era oferecer uma solução para a Engenharia de Compressão de Tempo (TCE) na indústria, isto é, comprimir o tempo de desenvolvimento total do produto e fornecer mais tempo para a criatividade, permitindo iterações rápidas do projeto. Com a PR, os projetos podem ser transferidos, duplicados e compreendidos sem o risco de que sejam mal interpretados. Aumenta-se a comunicação (através da visualização) dentro das equipes multidisciplinares de trabalho e o encaminhamento de problemas fica mais flexível quando apenas pequenos lotes são produzidos, tudo isso leva à maior competitividade do produto final.

Os projetos de PR física e virtual podem ser alterados e/ou reutilizados, quantas vezes forem necessárias. Os modelos físicos 3D podem ser analisados para fazer ajustes conjuntos de diversas peças, sem a necessidade de diagramas esquemáticos. Análises estruturais e térmicas também podem ser feitas no modelo 3D. Assim, com o protótipo virtual no computador e a PR física dos objetos, a produção de uma peça é direta e eficiente no tempo (*Pham, 2001*). A utilização da prototipagem é especialmente indicada quando se vai produzir um item único ou um pequeno número de cópias; também quando a forma do objeto é complexa de modo a comprometer o uso de técnicas mais simples para sua confecção.

Quase todas as aplicações apresentadas acima para a PR podem ser estendidas à engenharia de tecido e à área médica. Um dos precursores da tecnologia de PR no campo médico foi o modelo anatômico virtual no computador. Contudo, como já visto no capitulo 3, esse recurso apresenta alguns problemas. As manipulações 3D baseadas em imagens 2D são difíceis. Os monitores 2D onde são mostrados os modelos virtuais não fornecem uma representação adequada da tridimensionalidade e a geometria de algumas estruturas anatômicas é de difícil compreensão na tela. Um exemplo disso foi verificado num trabalho com o Dr. Cássio Raposo do Amaral, num caso de querubismo (figura 4-1). Somente depois de analisado o protótipo pôde ser obtido o diagnóstico e uma visão completa dos detalhes, de difícil análise no monitor e nas imagens de

TC. Além disso, a integração entre numerosos fragmentos do osso não poderia ser visualizada sem o auxilio do protótipo.

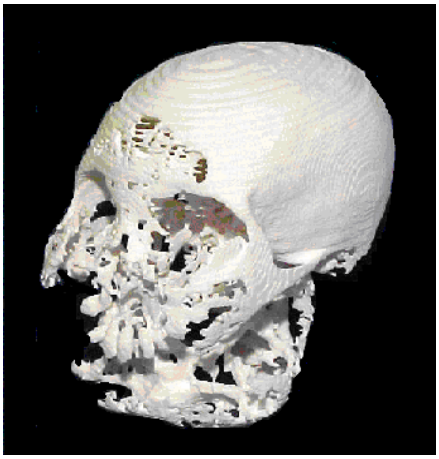


Figura 4-1: Protótipo formado por dezenas de peças muito finas e de forma muito complexa – Querubismo (protótipo em SLS – CenPRA)

Máquinas CNC foram usadas na área médica para criar modelos físicos a partir de modelos virtuais; contudo, estas não conseguem produzir trabalhos intricados e com complexidades internas como, por exemplo, na figura acima (*Lambrechet, 1995*). As tecnologias de PR fornecem uma solução às limitações de máquinas CNC. As vantagens obtidas no campo médico com a PR são muitas, tais como manufatura de membros artificiais, soquetes apropriados e implantes cirúrgicos feitos sob encomenda, simulação de procedimentos cirúrgicos, avaliação do ajuste das próteses, orientação intra-operatória, registro tangível para o estudo de casos e outros (*Jacobs, 2000*).

4.4 Diferenças em Processos de Prototipagem Rápida

As principais diferenças em processos de PR podem ser descritas em termos de quatro parâmetros chaves: estado do material cru, fonte de energia, método de formação de camadas e estado da peça terminada (*Xu, 1999*).

O estado do material cru afeta o acabamento da superfície, o tempo de manufatura e o custo. Processos que empregam material cru líquido para construir peças sólidas 3D produzem um acabamento de superfície melhor do que os processos que usam o material cru em estado sólido; permite ainda que a peça terminada seja limpa mais facilmente e, portanto, economiza no custo de trabalho no estágio de pós-processamento. Um efeito negativo do uso de um material cru no estado líquido é que o stress residual ocasionado pela mudança de estado do material tende a causar ondulações no processo de construção. Em contraste, quando o material cru está em estado sólido o encolhimento de uma peça no processo de construção é muito menor.

O tipo de fonte de energia e seu controle no processo de construção afetam a exatidão dimensional e também os custos de manufatura. De forma geral, uma maior exatidão dimensional pode ser esperada nos processos que empregam um feixe de laser, devido à facilidade relativa em controlar o feixe.

A condição da peça verde muda com diferentes processos de prototipagem rápida. Em SLS as peças verdes estão mergulhadas e suportadas pelo pó, o que elimina a necessidade de construir um suporte externo. Entretanto, a remoção subseqüente da peça algumas vezes consome tempo e é mesmo difícil com algumas peças especiais e intricadas.

4.5 Representação de dados

O esquema mais simples para representar um sólido é como uma seqüência de superfícies. Cada superfície é representada como uma seqüência de elementos triângulo, sem nenhuma ordem ou topologia. Um elemento triângulo é representado como uma seqüência de seus três vértices e do seu vetor normal à superfície, apontando para o lado externo dela, definido de acordo com a regra da mão direita pela ordem da seqüência do vértice. Esta representação, com seus tipos de dados, delimitadores e outras informações de arquivo é chamada de formato STL, introduzido

originalmente pela 3D Systems, Inc., em 1988. É o padrão de fato para transferir modelos geométricos sólidos às máquinas de prototipagem rápida.

4.6 Tempo de manufatura

Consiste em três componentes: tempo da preparação de dados, tempo de fabricação e tempo de pós-processamento. Geralmente o tempo da preparação de dados é pequeno, quando comparado aos de fabricação e pós-processamento. O tempo de fabricação pode ser considerado como a soma do tempo de formação de camada e o atraso entre camadas. Ele depende de: número das camadas, espessura da camada, volume do material a ser formado, tempo intermediário entre o processamento de cada camada e da taxa de solidificação do material no plano de construção. O tempo de pós-processamento é relacionado à geometria da peça e ao equipamento usado.

4.7 Como a Prototipagem Rápida trabalha

4.7.1 Aquisição e captura de imagem

A primeira etapa no processo PR é a aquisição de uma imagem. Quando uma réplica de um osso é necessária, são usadas varreduras de TC ou imagens de RM. Um modelo físico pode ser obtido nas modalidades de aquisição de imagem em que a imagem é uma seção transversal, na forma de uma fatia e com correlação tridimensional dos dados. A criação de dados geométricos ou como um sólido 3D usando um software CAD numa estação de trabalho, ou como fatias 2D usando um dispositivo de varredura, devem produzir um modelo válido. Isto é, com bordas das superfícies fechadas, que incluem um volume finito, sem nenhum furo que exponha o interior e que não se dobre sobre si mesmo. Ou seja, o objeto deve ter um "interior". As condições de não multiplicidade tais como as superfícies pendentes de espessura zero ou mais de duas superfícies que se encontram ao longo de uma borda comum, entre outras, não são permitidas (*Pham, 2001*, *Chua, 2003*).

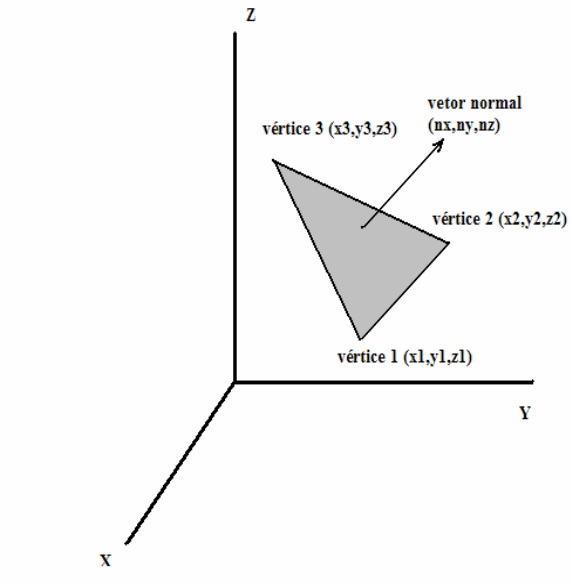
Mesmo estruturas finas têm volumes finitos. O modelo é válido se o computador puder determinar, para cada ponto no espaço 3D, sua localização relativa – se esse ponto se encontra para dentro da superfície do limite do modelo, sobre a mesma, ou externa a ela. Também se deve considerar se a região em torno do ponto (sua vizinhança) é "bem comportada" – o que significa que os triângulos e seus vizinhos estão ligados vértice a vértice e não existem buracos sem fechamento. Para atender a esses requisitos, é interessante que as operações de manipulação geométrica na PR constituam um processo automatizado. Se os dados 2D do contorno forem emitidos diretamente à máquina de PR, a informação implícita na descrição deve estar suficientemente alinhavada como um volume 3D válido. O modelo final é altamente dependente destas imagens como visto no capítulo 2; o processo de modelagem é limitado principalmente pela precisão e pela definição dos dados (*Vloeberghs, 1998*).

4.7.2 Validade e reparo do modelo

O software CAD aproxima as formas geométricas internas do volume em que ele está trabalhando para uma forma matemática mais simplificada (triângulos), que é expressa em STL. Se não for feita de maneira precisa, esta operação de aproximação introduz anomalias geométricas indesejáveis, tais como furos ou partes que se sobrepõem ou extrapolam a superfície limite. Conseqüentemente, a maioria de máquinas de PR tem o software para verificar a entrada do modelo, para assegurar que ele é um sólido válido, isto é, fechado e limitado com um interior finito. Se este não for o caso, então operações de correção são necessárias para reparar o modelo.

Algumas das funções de um software CAD para tratar o modelo incluem: modelagem 3D, validação do modelo e reparos, sombreamento e dimensionamento, tradutores para o formato STL, escalamento para compensação do processo, combinação de cortes e furos. Dado um modelo válido, uma série de operações geométricas deve ser executada como preparação para a fase de execução. Por exemplo, o modelo necessita ser orientado e escalado para o espaço de trabalho da máquina de prototipagem rápida. A orientação depende dos fatores que se relacionam à qualidade de superfície, ao tempo de construção, às estruturas da sustentação (quando necessárias), às características do processamento *downstream* (encolhimento, ondulação, distorção, fluxo da resina), e à tolerância da peça, entre outras (*Jacobs 2000*), (*Cooper, 2001*).

Conforme mostrado na figura 4-2, o arquivo, definido como formato STL consiste de coordenadas X, Y, Z, dos 3 vértices de cada superfície do triângulo, com um índice para descrever a orientação da normal da superfície, de toda uma malha de triângulos que recobre toda a superfície do objeto. Depois do software CAD ler e validar o modelo, este arquivo é enviado ao computador da máquina de prototipagem. Estes arquivos STL podem tornar-se muito grandes porque o formato STL é baseado em facetas de triângulos e normais, e cada vértice de triângulos é registrado no arquivo. Quanto mais complexa é a superfície, mais triângulos são produzidos (*Neco, 2003*).




```
solid name
  facet normal  0.19 -0.92 -0.34
    outer loop
      vertex 7.94800 4.03320 -0.04250
      vertex 8.24950 4.08700 -0.02290
      vertex 8.24950 3.98440 0.25900
    endloop
  endfacet
  facet normal  0.19 -0.92 -0.34
    outer loop
      vertex 8.24950 3.98440 0.25900
      vertex 7.94800 3.93060 0.23940
      vertex 7.94800 4.03320 -0.04250
    endloop
  endfacet
```

Figura 4-2: Representação geométrica de um triângulo que cobre uma superfície.

4.7.3 Regra de Formação de Triângulos

Talvez a maior dificuldade em gerar arquivos de STL se encontre na regra do vértice -a-vértice, isto é, cada borda de um triângulo deve ser a borda entre dois, e somente dois triângulos.

Descrito graficamente, isto significa que dois triângulos adjacentes só podem se encontrar vértice -a- vértice como mostrado na figura 4.3. Se ocorrer o compartilhamento de três ou mais vértices ou dois ou mais triângulos como vizinhos de um vértice, isso significa uma degeneração de triângulos e a malha passa a ser inválida, como no exemplo à direita.

Uma outra exigência para os arquivos STL é que a geometria descrita deve ser um sólido válido. Não pode haver nenhuma rachadura (triângulos faltando) na superfície. Não pode haver nenhuma região de espessura zero.

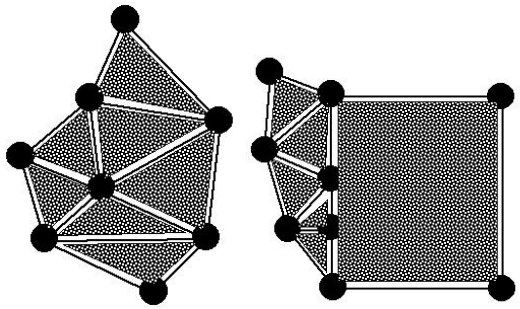


Figura 4-3: Formação de triângulos – à esquerda forma correta, à direita forma incorreta.

A superfície exterior não pode passar através dela mesma. Por exemplo, a figura 4-4 mostra uma superfície de 45°, com terraços dados pelo número de camadas definidas na fabricação (*Chua, 2003*):

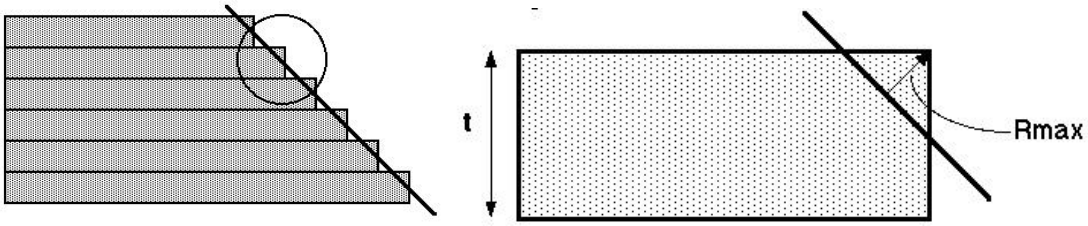


Figura 4-4: Rugosidade da superfície devido aos terraços.

A rugosidade na superfície é definida como o valor absoluto do desvio da superfície fabricada em relação à superfície desejada. A visualização de um terraço, conforme mostrado na figura 4-4, significa que as superfícies finas (no sistema de coordenadas da fabricação) terão superfícies aparentemente ásperas, mais do que as superfícies mais íngremes. Estes são aspectos

que devem ser considerados atenciosamente antes da confecção de um protótipo. Frequentemente se gira uma peça antes da fabricação para ganhar uma orientação mais favorável.

4.7.4 Reprodução do modelo

Uma vez que o computador da máquina de PR recebeu o arquivo STL, um software específico traduz as informações sobre o volume a ser prototipado em dados de fatias, para que a máquina execute o protótipo (*Efunda 2003*). Os softwares CAD geram dados dependentes do processo para verificar se o modelo está correto, e apresentam o fatiamento dos modelos facetados (*Tata, 1998*). Para fatiar um modelo uma seqüência de planos horizontais, com espaçamento muito próximo, é passada através de todo o arquivo do volume recebido, que está triangulado (formato STL). A seguir a seção transversal 2D (fatia) que foi produzida é enviada à máquina. Esta sinteriza aquela camada, nas áreas apropriadas destacadas na seção transversal recebida. Tão logo uma camada esteja completada, o computador envia a próxima seção transversal para ser produzida na posição correta. O processo é continuamente repetido até que o modelo esteja completo. O software executa operações usando um conjunto de parâmetros – tais como material a ser utilizado, potência do laser, gás da câmara, curva de aquecimento – e faz os ajustes específicos na máquina. Estes sistemas têm numerosos parâmetros de grande complexidade, o que requer conhecimento considerável para que o ajuste seja correto.

Operar um sistema de PR é ainda uma mistura de arte e ciência. Quando se vê um técnico operando a máquina, percebe-se a intrincada relação que ele precisa ter com os parâmetros operacionais – o seu *feeling* do brilho do laser, do comportamento da temperatura em várias partes da máquina, as curvas de materiais, os modelos carregados, os tempos de processo, etc.

Terminada a confecção, o modelo retirado da máquina é limpo e polido. Existem vários processos de PR, mas somente descreve-se com mais detalhes os processos de sinterização seletiva a laser – SLS – e impressão tridimensional – 3DP, que serviram de base para que os requisitos de fabricação deste trabalho fossem especificados (*Saura, 2002*). Outros processos serão eventualmente mencionados apenas a título de comparação.

4.8 Alternativas à Prototipagem Rápida

Do ponto de vista do usuário, os parâmetros importantes a serem considerados ao escolher uma tecnologia para a obtenção de uma peça são tempo, custo e funcionalidade. Cada tecnologia de PR tem restrições a seu processo, relativas a custos, precisão, material, geometria e tamanho.

Dependendo da aplicação, a PR será apropriada ou não. A tecnologia não é sempre usada para fazer protótipos e nem mesmo é especialmente rápida em muitos casos. PR é fabricação aditiva controlada por computador. Quando esse conceito está claro, fica mais fácil avaliar quando se deve usar essa tecnologia para uma aplicação particular. Métodos da fabricação aditivos não são melhores do que os subtrativos, nem os substituirão completamente.

Muitos métodos subtrativos têm alcançado um nível extraordinário de desenvolvimento. Eles são rápidos, versáteis, baratos, prontamente disponíveis e são bem compreendidos por grande número de praticantes. Em muitos casos – se não na maioria – eles são suficientes para fazer protótipos ràpidamente, e ainda não foram igualados quando é necessário fazer com muita precisão partes de materiais finais.

As tecnologias aditivas são complementares às subtrativas e seriam utilizadas se a situação exigir: formas geométricas complexas ou intricadas; fabricação simultânea de múltiplas peças em um único conjunto; materiais múltiplos ou materiais compostos na mesma peça. Um conjunto de peças simples pode levar a um aumento na complexidade geométrica no momento da fabricação e o empilhamento de poucas peças individuais triviais pode tornar-se um problema difícil para a maquinaria subtrativa. A PR contorna a complexidade ao reduzir todas as geometrias a uma série de simples camadas. O uso de materiais múltiplos é tema de pesquisa e desenvolvimento atuais. O que interessa na PR é que as tecnologias aditivas tornam possível controlar a composição de uma peça em cada posição geométrica.

4.9 Relação entre prototipagem rápida e complexidade geométrica

Embora a complexidade geométrica seja um parâmetro para a escolha da PR, a opção entre esta ou outra técnica nem sempre é simples. Por exemplo, quando se quer fazer um cilindro de metal de tamanho similar a uma peça original, um torno seria a escolha óbvia. Se o que se quer fazer tem curvas complexas, superfícies compostas e cortes inferiores, a PR é a tecnologia de escolha (*Cooper, 2001*). Quando se escolhe a PR a peça não pode ser feita com o material final requerido, mas evitam-se cálculos complexos, ajustes e outras tarefas desanimadoras. O mundo está cheio de tais formas complexas, desde produtos para o consumidor até os destinados à indústria, e seria completamente impossível fazê-los somente à maneira subtrativa. Se o que se quer fazer não envolve geometria complexa poder-se-ia inicialmente dispensar a PR, mas pode haver outras razões em usá-la. A economia de tempo pode fazer a escolha pender para o uso de PR, em vez de uma maquinaria complexa. O que não é tão óbvio é que a existência de PR pode mudar a concepção de um produto. Para se projetar uma peça complexa e com funcionalidade original, somente a PR pode ser usada.

O controle geométrico fornecido pela PR pode tornar o processo de manufatura mais econômico. Por exemplo, se a intenção for a de fazer um milhão de cópias de uma determinada peça é melhor pagar caro por uma ferramenta, pois a despesa com seu uso será diluída em um número grande de unidades. Por outro lado, se forem confeccionadas poucas unidades de um artigo, a relação custo – beneficio deixa de ser compensadora. Outro ponto a considerar é que nem sempre se necessita de uma peça física como produto final. As aplicações da prototipagem virtual têm sido ampliadas e essa tecnologia passou a influir na avaliação da aparência de um produto, ou na verificação prévia das conseqüências de uma dada interferência no ciclo de produção.

4.10 Benefícios

Uma imagem vale mil palavras: um modelo vale mil imagens. Os protótipos têm um papel muito importante – ajudam a responder a questões de trabalho; funcionam como uma ferramenta de aprendizagem a cada iteração, como um meio de compartilhamento de idéias; são usados para troca de informações entre os componentes das equipes de desenvolvimento. Melhoram a integração multicultural e multifuncional entre os membros de uma ou de diversas equipes, por

atuarem como um meio de comunicação e entendimento comum. A capacidade de visualização, verificação, iteração, e otimização do trabalho é maior, quando se tem um modelo nas mãos. Testes de ajustes de forma, exames, identificação de falhas e, se for o caso, a facilidade para modificar e descartar o trabalho, são possibilidades oferecidas pelo uso do modelo que contam para se obter uma boa qualidade final do produto, com alta fidelidade ao modelo original (*Chua, 2003*), (*Kai, 1997*). A PR reduz consideravelmente o tempo para que um produto chegue até o mercado. Objetos de forma intrinsecamente mais complexa podem ser construídos com menor potencial de erro humano. Um simples sistema de prototipagem substitui a complexidade e o custo do uso de múltiplas ferramentas.

4.11 Limitações

Atualmente, os sistemas de PR podem produzir de forma direta peças funcionais em quantidades limitadas de produção, com precisão e acabamento superficial um pouco abaixo das peças usinadas ou injetadas (dependente da aplicação). O material e as propriedades mecânicas das peças, ainda que muitos parecidos ou mesmo idênticos, podem não apresentar repetibilidade em suas características.

Alem disto, outros pontos podem ser considerados como limitações, com a tecnologia de PR atual:

1. Restrição do tamanho viável da peça a ser produzida.
2. Dificuldade para a produção de protótipos em metal.
3. Encarecimento do produto, em decorrência de excesso mudanças no projeto e, eventualmente, por uso equivocado dos recursos disponibilizados.
4. Alto custo inicial de implementação.
5. Sistemas complexos podem gerar protótipos complicados.

6. Problemas na precisão da peça: aparência de degraus[37] devido à fabricação por camadas (o que depende da fonte de aquisição de dados ou das especificações de produção da peça); possibilidade de haver contração e distorção nos protótipos.
7. Variedade limitada de materiais: desempenho mecânico limitado pelos materiais que podem ser utilizados.

4.12 Técnicas de Prototipagem Rápida

4.12.1 Estereolitografia - SLA

Esse processo, apresentado pela primeira vez na Autofact de 1987, é o mais utilizado na Europa para aplicações no campo médico, onde teve sua difusão estimulada pela Materialize Inc.. O modelo é construído de camada em camada através da polimerização de uma resina líquida foto sensível, tal como o acrílico ou epóxi (*Petzold, 1999*). Estas resinas são monômeros de baixo peso molecular, que podem reagir em cadeia para formar longos polímeros (*Pham 2001*). Um feixe de laser ultravioleta controlado por computador traça os contornos de cada seção transversal 2D. Quando o laser UV atinge a resina, esta endurece formando um modelo sólido. O tamanho típico do laser em uma unidade de SLA é de aproximadamente 250 micros metros de diâmetro, o que torna o processo preciso e mantém um tempo de processamento adequado. Um dispositivo se move então para cima, aproximadamente 0.1 a 0.5 milímetros, para fazer a camada seguinte.

A figura 4-5 ilustra o processo. O modelo é submerso na resina líquida. As sustentações da estrutura são necessárias durante o processo para impedir que a peça ceda, ou que outros defeitos possam ocorrer. Quando termina a polimerização a resina líquida restante é drenada, as sustentações são removidas e o modelo é curado, o que se faz cozendo-o sob luzes UV. Os modelos de SLA têm uma precisão de aproximadamente +0.1mm. São também transparentes, embora áreas coloridas possam ser adicionadas para diferenciar características (figura 4-6). Há

[37] Tipo de imprecisão, assim como aparência visual, artefato. Refere-se à aparência em degraus das bordas de uma peça, uma conseqüência da fabricação aditiva de uma peça em camadas de espessura necessariamente finita.

um pós-processamento substancial e o processo inteiro pode consumir muito tempo, durando mais de 24 horas. Este processo longo faz com que um modelo de SLA seja razoavelmente caro (*Petzold, 1999*). Além disso, desde que as estruturas da sustentação são necessárias, o modelo pode ter que ser feito em partes separadas (*Baga, 1997*).

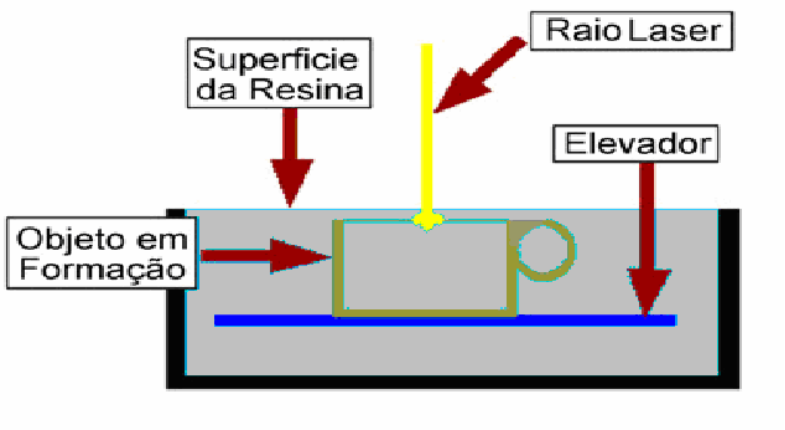


Figura 4-5: Ilustração do processo SLA.



Figura 4-6: Uma máquina de prototipagem SLA e exemplos de peças transparentes (*3D Systems, 2004*).

4.12.2 Sinterização Seletiva a Laser – SLS

O processo de Sinterização Seletiva a Laser – SLS – foi desenvolvido no *"Laboratory for Freeform Fabrication University of Texas at Austin"* por Carl Deckard. Em 1986 Paul F. McClure, ciente do trabalho de Deckard, fundou a empresa DTM em Austin. A DTM introduziu o modelo SLS 125 em 1989. Depois, com novos softwares, hardwares e melhorias no processo, lançou no mercado o modelo Sinterstation 2000 em 1992. Ela constrói protótipos de até 30 cm de diâmetro e 38 cm em altura, aproximadamente. Quase todos os materiais que amolecem (derretem) e diminuem em viscosidade sob aquecimento podem, teoricamente, ser seletivamente sinterizados. Tais materiais incluem plástico ABS, PVC, nylon, cera de molde e policarbonato. Futuros materiais incluem metais, cerâmicas e pós compostos avançados com binders[38] disponíveis.

A figura 4-7 ilustra o processo SLS. O sistema é composto de três compartimentos: dois compartimentos laterais com cilindro e pistão, fornecedores de material; e um compartimento central, onde a peça é construída, chamada de leito da peça, com um pistão que abaixa conforme um rolo espalhe o pó fornecido pelos compartimentos alimentadores. O pistão move-se para cima de forma incremental para fornecer pó para o processo. O pó termoplástico é espalhado por um rolo sobre uma superfície, onde será feito o protótipo. A figura 4-8 mostra uma máquina de SLS DTM *SinterStation* 2000 do CenPRA. A figura 4-9 mostra o operador acompanhando o processo de fabricação.

No compartimento central, um feixe de laser CO2 refletido por um jogo de espelhos móveis direcionados por computador é aplicado seletivamente na superfície do pó. O calor do laser derrete o pó onde no ponto de incidência do feixe, sob a orientação de um sistema de varredura. O laser de CO2 usado fornece um feixe infravermelho concentrado de calor. A câmara de fabricação é mantida com uma atmosfera inerte, de nitrogênio, para evitar a oxidação do pó; e a uma temperatura pouco abaixo do ponto de fusão do pó, de modo que o calor do laser eleve a temperatura ligeiramente para causar a sinterização. Como o aumento da temperatura é pequeno, o processo se torna mais rápido. O processo é repetido até que o objeto inteiro seja fabricado.

[38] Aglutinante, cola.

Depois que o objeto é inteiramente formado, é necessário um tempo considerável até a temperatura do protótipo e do pó remanescente baixar até 60 -70 graus centígrados. Somente então a peça pode ser removida da máquina. As peças grandes com seções finas podem requer mais tempo para esfriamento. A seguir o pistão central é levantado para elevar o protótipo. O pó adicional é simplesmente escovado para fora e o acabamento manual final pode ser realizado, conforme figuras 4-11e 4-12.

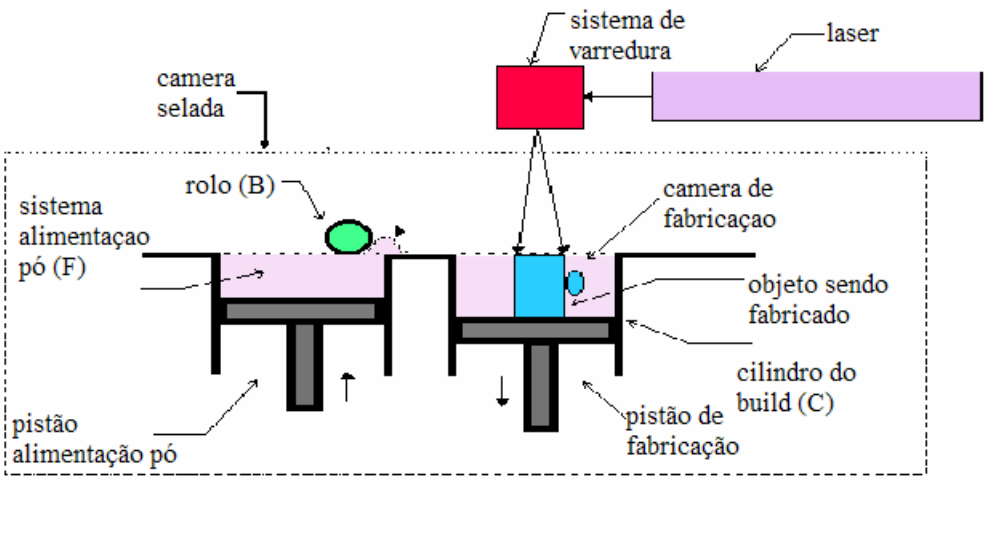


Figura 4-7: Descritivo do processo SLS (*Castle, 2005*)

Nenhuma sustentação é requerida com esse método, uma vez que as saliências e os cortes feitos por baixo são suportados pela própria camada de pó. Isto economiza algum tempo de acabamento, em comparação com a SLA. Entretanto os acabamentos da superfície não são tão bons, o que pode trazer um aumento do tempo. Nenhuma cura final é requerida como na estereolitografia, mas desde que os objetos são sinterizados eles resultam em superfícies acabadas ásperas e porosas. Pós amorfos, quando sinterizados, são mais propensos a produzir superfícies rugosas. Pós cristalinos são liquefeitos e alisados, aplainados por tensões de superfícies. Enquanto materiais cristalinos são fundidos durante o processo e podem produzir peças completamente densas, peças amorfas sinterizadas podem deixar poros.

Dependendo da aplicação, pode ser necessário infiltrar o objeto com outro material para melhorar as características mecânicas. Muito progresso foi feito para melhorar o acabamento e a porosidade de superfície. O método foi estendido também para fornecer a fabricação direta do metal e objetos e ferramentas cerâmicas.

Uma boa vantagem do SLS é a variedade de materiais que pode ser usada, tais como: policarbonato, PVC, metais, poliestileno, nylon, nylon com fibra de vidro ou cera, entre outros. Outra superioridade dessa técnica está no ganho de tempo durante a criação da peça, assim como após removê-la da máquina (*Castle, 2005*).



Figura 4-8: Máquina de PR do CenPRA, SLS 2000- DTM. Ajuste dos parâmetros operacionais da máquina e detalhe dos cartuchos de alimentação na parte inferior da máquina.

Como desvantagem, durante a solidificação pode ocorrer o endurecimento do pó periférico ao contorno da peça. Isso resulta em uma aparência inacabada da superfície. Outro inconveniente encontra-se na necessidade de fornecer continuamente nitrogênio para a câmara onde se dá o processo, a fim de se assegurar a correta sinterização do material de forma inerte. A rugosidade, um possível problema, é mais visível quando as peças têm as superfícies inclinadas devido ao processo de deposição camada por camada. A figura 4-10 mostra uma fatia na tela do computador e sinterizada na máquina.



Figura 4-9: No software CAD o projetista prepara os dados para mandar para o computador da máquina de PR. Depois do início da fabricação das camadas, o projetista acompanha a sinterização do pó – CenPRA, 2005.

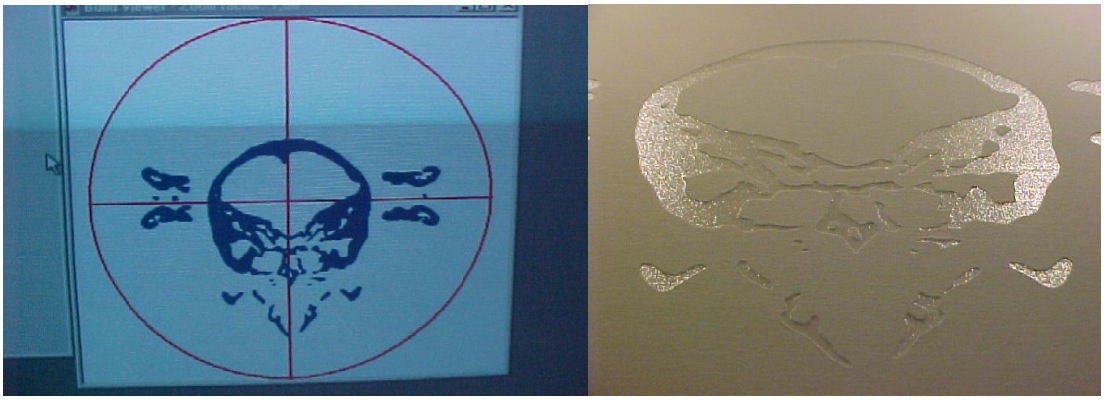


Figura 4-10: A camada que foi mandada para a sinterização é vista no monitor do computador da máquina de PR; ao lado, a camada sendo sinterizada. A parte brilhante revela a fusão das partículas do pó – CenPRA, 2005.

O SLA é limitado a resinas fotossensíveis, as quais são tipicamente frágeis. Conseqüentemente o modelo SLS é mais forte que o SLA. Outra vantagem é não haver a necessidade de uma estrutura de suporte enquanto se faz um modelo, pois o próprio pó segura as partes internas e externas. A qualidade da superfície e os detalhes do modelo são um pouco inferiores aos do SLA, porque o uso do pó como material base confere porosidade à superfície das peças. Na experiência adquirida neste trabalho, tem-se verificado que, para aplicação médica, o modelo em SLS é melhor do que o em SLA. Essa superioridade se deve à aparência, próxima da estrutura óssea humana, e também à adequada opacidade.

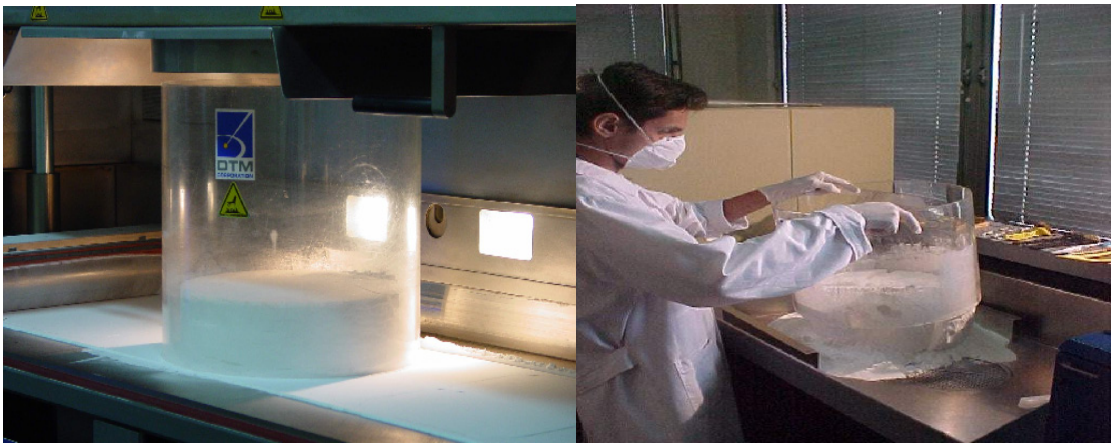


Figura 4-11: Após o tempo de resfriamento, um invólucro é posicionado no compartimento central e o pistão é levantado, trazendo junto com ele um volume de pó com as peças produzidas no meio dele. Este é levado para uma área de limpeza, onde o pó excedente é retirado – CenPRA, 2005.

Quando o modelo SLA é colocado frente à luz, muitos dos detalhes internos são perdidos devidos à transparência leitosa do material. O modelo SLA é mais preciso imediatamente depois de completar um modelo, mas o SLS, por outro lado, é menos sensível a permanecer sob stress. O longo período de cura e variáveis ambientais afeta em muito o SLA. Ambos os modelos sofrem de imprecisões no eixo Z. Escalas têm que serem produzidas de tempos em tempos para corrigir possíveis distorções. Não custa lembrar, mais uma vez, que cada processo tem suas vantagens e desvantagens; portanto, devem ser escolhidos de acordo com a relação custo-benefício e com a aplicação específica.

4.12.3 Impressão tridimensional – 3D Printer (3DP)

O sistema foi desenvolvido no MIT e é mostrado esquematicamente na figura abaixo. O método é semelhante ao SLS, mas o laser é substituído por uma cabeça de impressão de jato de tinta. A peça é construída camada por camada, utilizando uma impressora a jato de tinta para injetar material adesivo, que liga as partículas de pó nas camadas sucessivas.

Conforme a figura 4-13, a cabeça de jato de tinta (A) deposita um composto adesivo líquido na camada superior do pó, localizado em uma câmara de construção (B). As partículas do pó ficam ligadas nas áreas onde o adesivo é depositado. Um rolo distribui o pó e o comprime na mesa da câmara de fabricação. O adesivo é depositado em áreas correspondentes às seções transversais da parte sólida, como determinado pelo fatiamento do modelo geométrico no CAD.

Uma vez que uma camada é terminada, o pistão (C) abaixa uma espessura de uma camada. O sistema de fornecimento de pó e a função do cilindro do leito de construção são similares aos do SLS. Na 3DP o pistão se move para cima de forma incremental para fornecer pó para o processo e o rolo (D) espalha e comprime o pó. O processo é repetido até que o objeto inteiro esteja terminado dentro do compartimento de fabricação da peça. Depois da conclusão o objeto é elevado e o pó extra escovado para fora, deixando um objeto "verde".

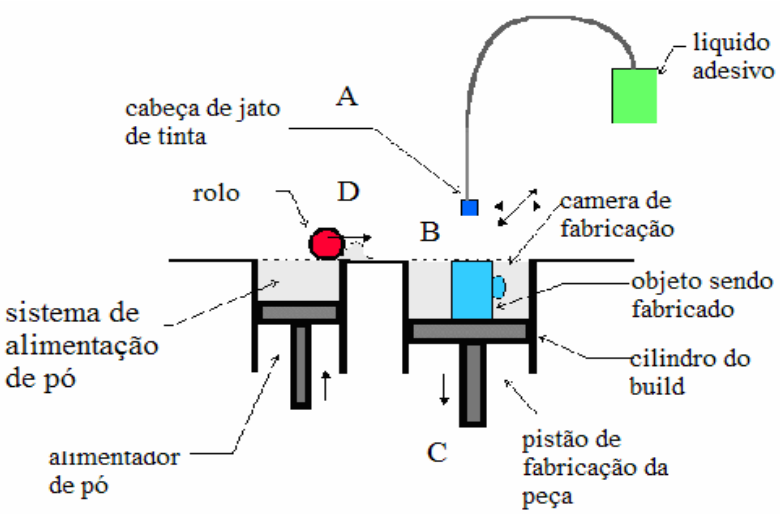


Figura 4-13: Descritivo do processo de impressão tridimensional – 3DP.

O adesivo mantém o pó colado para formar a peça sólida, enquanto o pó não colado é removido posteriormente. Para dar uma resistência maior à peça, um passo de sinterização pode ser aplicado.



Figura 4-12: Processo de limpeza no processo SLS. Toda cavidade contem pó, até mesmo aquela que não tem abertura. A complexidade que é representada num modelo virtual é realizada num modelo físico – CenPRA, 2005.

A impressora tridimensional é compacta, precisa e adequada para pequenos modelos, que podem ser construídos a baixo custo. Ela oferece as vantagens de uma fabricação rápida, uso de materiais de baixo custo, possibilidade de introduzir cor nos modelos. Entretanto, ela tem limitações – da resolução, no acabamento das superfícies, na fragilidade da peça e nos materiais disponíveis (gesso, amido). Foi desenvolvida MIT e Soligen Inc. As figuras 4-14 a 4-17 ilustram

o processo 3DP, a máquina 3DP, o projeto de fabricação das pecas no computador, os processos de retirada e limpeza das peças.

4.13 Aplicações de Prototipagem Rápida na Área Médica

Muito do desafio da cirurgia está no claro entendimento das posições relativas das estruturas – vasculares neurais e outras –, no contexto da anatomia dos tecidos adjacentes. Os tecidos moles não são um obstáculo à exposição esqueletal. Com a tecnologia de PR, uma réplica realística da anatômica do corpo pode ser criada, pode ser segurada e sentida, oferecendo uma compreensão direta e clara dos complexos detalhes anatômicos, a qual não pode ser obtida apenas com a imagem no monitor do computador. Os modelos esboçam a anatomia e evitam "surpresas" intra-operatórias, especialmente nos pacientes que tiveram muitas cirurgias precedentes (*Sun, 2002*).

Os médicos têm uma ferramenta relativamente nova à sua disposição. Na pesquisa e no ensino, modelos tridimensionais intricados e exatos podem ser usados em uma sala de aula ou um laboratório. A tecnologia de PR oferece ao cirurgião um recurso que não é disponível em qualquer lugar. Esta modalidade de imagem tátil fornece mais informação do que os métodos 2D. Um modelo pós-operatório é um caminho preciso para se avaliar o resultado cirúrgico e as mudanças que ocorrem em longo prazo. Os modelos criados sobre um período prolongado fornecem uma oportunidade para a observação metódica de mudanças evolutivas nas deformidades cranio-maxilo-faciais e constituem um registro tangível para o estudo de caso (*Sun, 2002*). Antes da cirurgia, o protótipo pode ser usado para que o médico explique ao paciente o diagnóstico e o tratamento planejado. O paciente e sua família sentem-se geralmente mais confiantes quanto à cirurgia quando contam com esse tipo de informação, o stress e expectativa são reduzidos para todos os interessados.



Figura 4-14: Máquina 3DP e estação de limpeza – CenPRA, 2005.

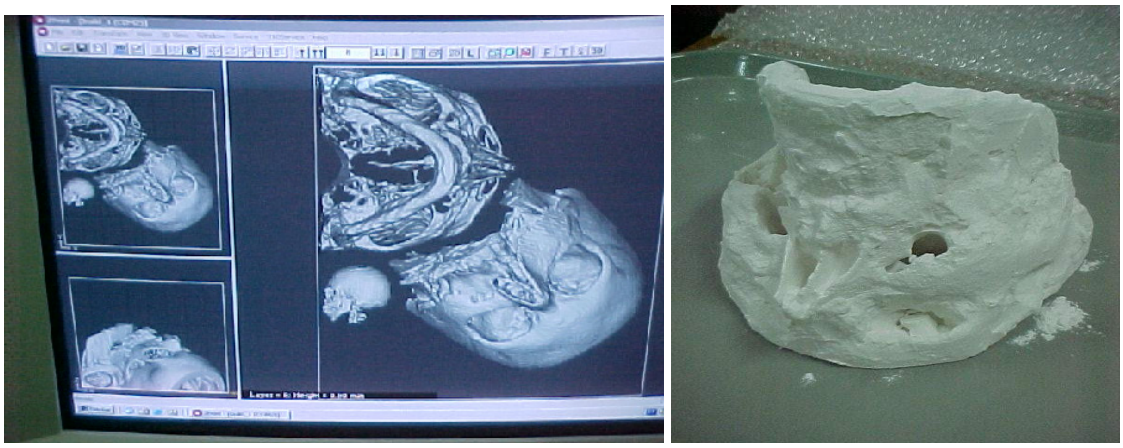


Figura 4-15: Tela do software da 3DP, onde se visualiza o *build* que será fatiado e mandado para a máquina – CenPRA, 2005.



Figura 4-16: Depois de terminada a fabricação, o pó é aspirado com extremo cuidado para não romper partes finas da peça. Enquanto o pó é aspirado o pistão é levantado até expor toda a peça.

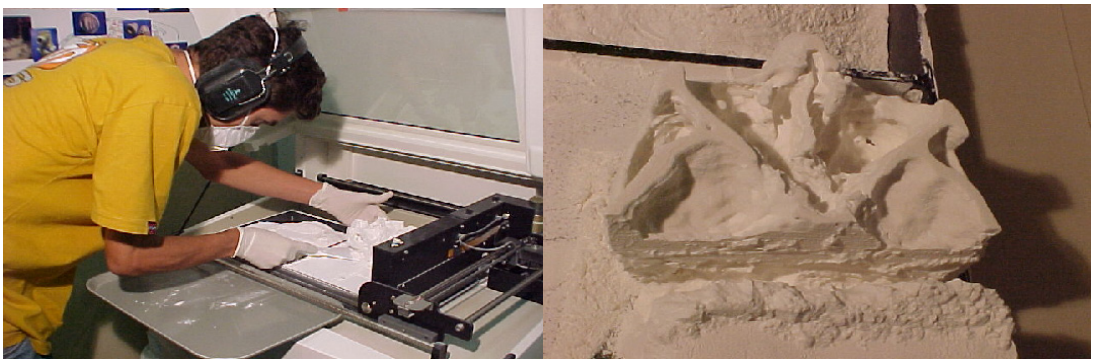


Figura 4-17: Retirada a peça, esta é levada para um forno a uma temperatura de aproximadamente 70 a 80° para cura. A seguir uma camada de resina é passada em toda a superfície para dar maior rigidez à peça – CenPRA, 2005.

Com o protótipo, o médico que executa uma cirurgia tem a oportunidade de simulá-la. O que pode vir a ocorrer na sala de cirurgia pode ser praticado em uma réplica precisa, com as características originais do corpo do paciente. No caso de algumas cirurgias onde os parafusos devem ser introduzidos no quadril, é necessário um elevado grau de precisão dos procedimentos. Com a ajuda de modelos físicos, pode-se escolher que tipos de parafusos devem ser implantados, com menor erro. O protótipo torna possível comparar a precisão do método com e sem o modelo. Os modelos servem como guias de perfuração em muitos campos, como nas cirurgias odontológicas e ortopédicas. São exemplos de casos ortopédicos os trabalhos executados em parceria com o Dr. Paulo Paes Ferreira (um joelho), Dr. Túlio Diniz (pé) e outro caso vindo através do Dr. Temas Puga de outro médico (quadril), modelos apresentados nas figuras 4-18, 4-19 e 4-20.

A PR também pode ser usada para diagnosticar e executar cirurgias em pacientes com deformidades craniofaciais (*Sailer,1998*), (*D'Urso 1998*), (*Gopakumar,2004*) e aneurismas (*D'Urso, 1999*). Em um relato de Knox, os dados da imagem de angiografia de RM foram replicados com as técnicas de PR, que revelaram um aneurisma de um vaso sanguíneo no cérebro de uma criança. O neurocirurgião planejou e executou a cirurgia usando o protótipo e relatou ser este muito exato. Os dados da angiografia foram considerados complementares (*Knox et al., 2000*). Com um trabalho com Dr. Valmir Prado e Dr. Sergio San Juan, realizado no CenPRA, obteve-se também um ótimo resultado (figura 4-21).



Figura 4-18: Modelo em SLS obtido com o uso do *InVesalius* – CenPRA, 2005.

Modelos de próteses e moldes têm muitos benefícios (veja figura 4.22), especialmente no campo da cirurgia estética (*Peckitt, 1999; Morris, 2000; Vrielinck, 2003; Hieu, 2003*). Modelos extremamente detalhados servem como excelentes moldes para a criação de implantes feitos sob encomenda. Com a predição exata do tamanho e do tipo do implante, é possível fazer a pré-seleção correta dos implantes apropriados e confeccionar implantes e de próteses individuais. Os cirurgiões podem simular previamente o encaixe dos implantes no modelo, avaliarem os resultados e, assim, ganhar confiança (*Sun, 2002*). Um implante customizado tem menor impacto nos tecidos que o cercam. Quando o trabalho é feito sob encomenda, é muito fácil posicionar o implante e danos adicionais às áreas próximas podem ser evitados. Não há stress extra aplicado no implante ou no tecido que está sendo unido, o que gera um bom ajuste. A infecção é também um problema menor e o tempo de cirurgia é reduzido com a ajuda de implantes customizados (*Chua, 2003, Cooper, 2001*).

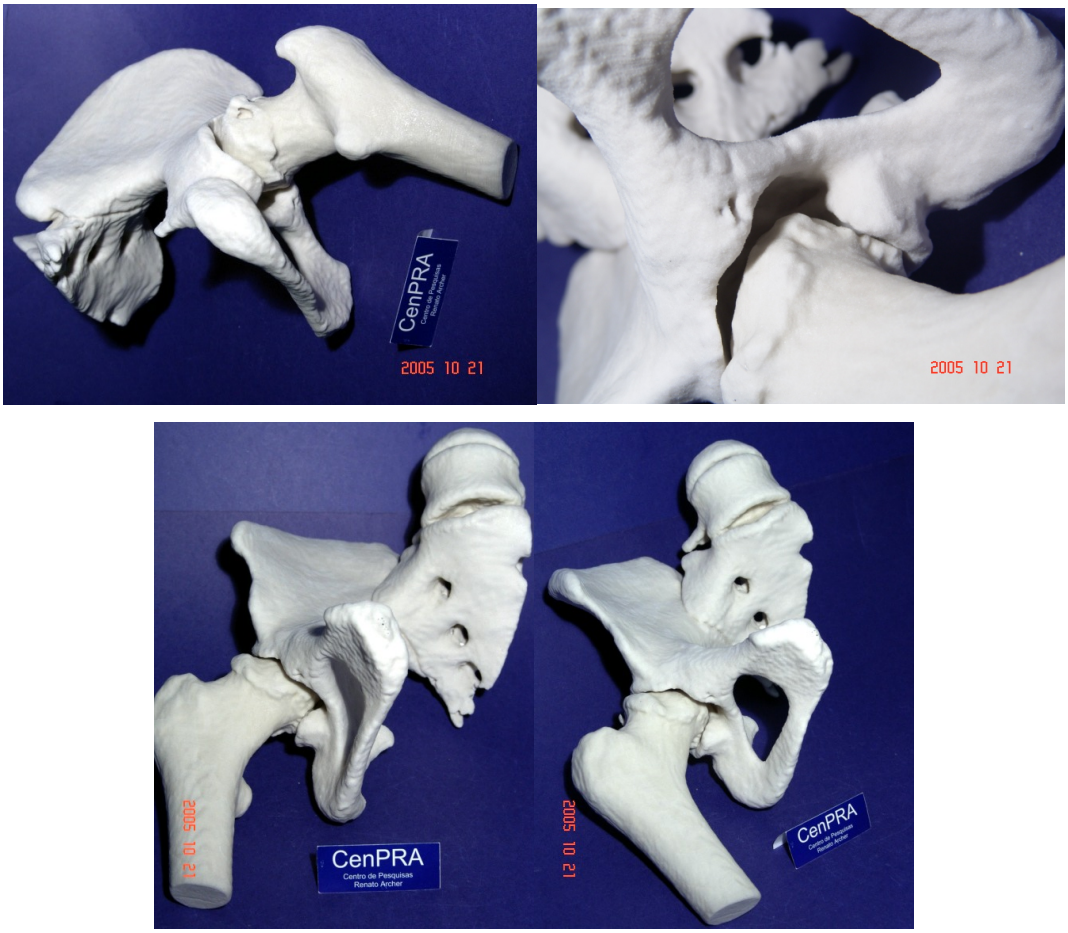


Figura 4-19: Modelo em gesso obtido por 3DP, Imagens *InVesalius* – CenPRA, 2005.

A utilização de modelos tridimensionais como ajuda no ensino e na pesquisa (*Peres, 2004*) tem recompensas óbvias. Em classes de anatomia e fisiologia, a compreensão do aluno é potencializada, se ele puder ver e sentir a réplica de partes do corpo. Vários tipos de modelos são disponíveis hoje, mas, com o uso de PR, as patologias e os traumas não usuais podem ser replicados e estudados tão bem quanto os modelos padrão. Isto é especialmente benéfico para estudantes médicos (*Sanghera, 2001*).

Um campo que tem tido uma grande ampliação é a prototipagem virtual, desenvolvida para fins de simulação de sistemas de PR, onde o projetista visualiza virtualmente e otimiza um processo de PR manipulando um conjunto de parâmetros de processo (*Choi, 2001*). É uma ferramenta para ensino e treinamento muito útil.



Figura 4-20: Modelos em gesso 3DP (as três primeiras figuras) e polímero em SLS (a quarta figura), Imagens *InVesalius*, CenPRA, 2005.

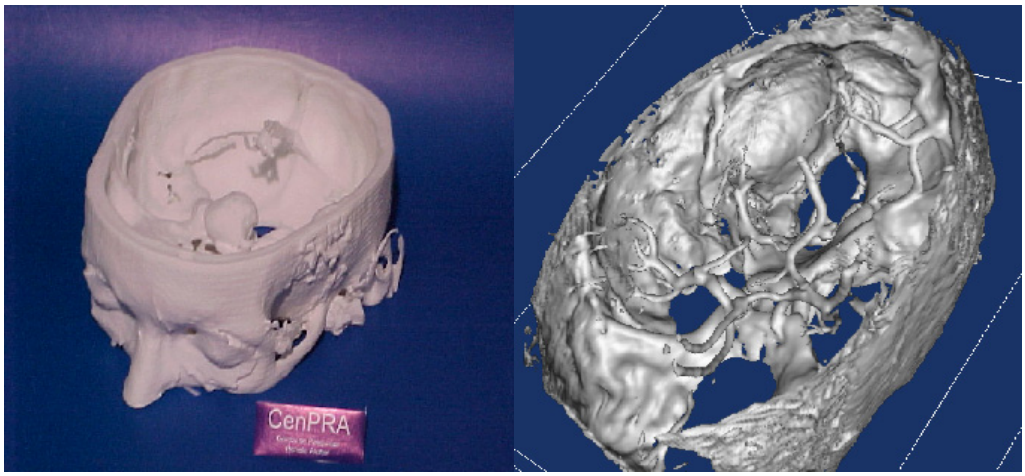


Figura 4-21: A PR pode reproduzir vasos muito finos; a localização tridimensional facilita a compreensão do todo. Modelo em um caso de aneurisma cerebral, trabalho desenvolvido com o Dr. Valmir Prado – CenPRA, 2005.

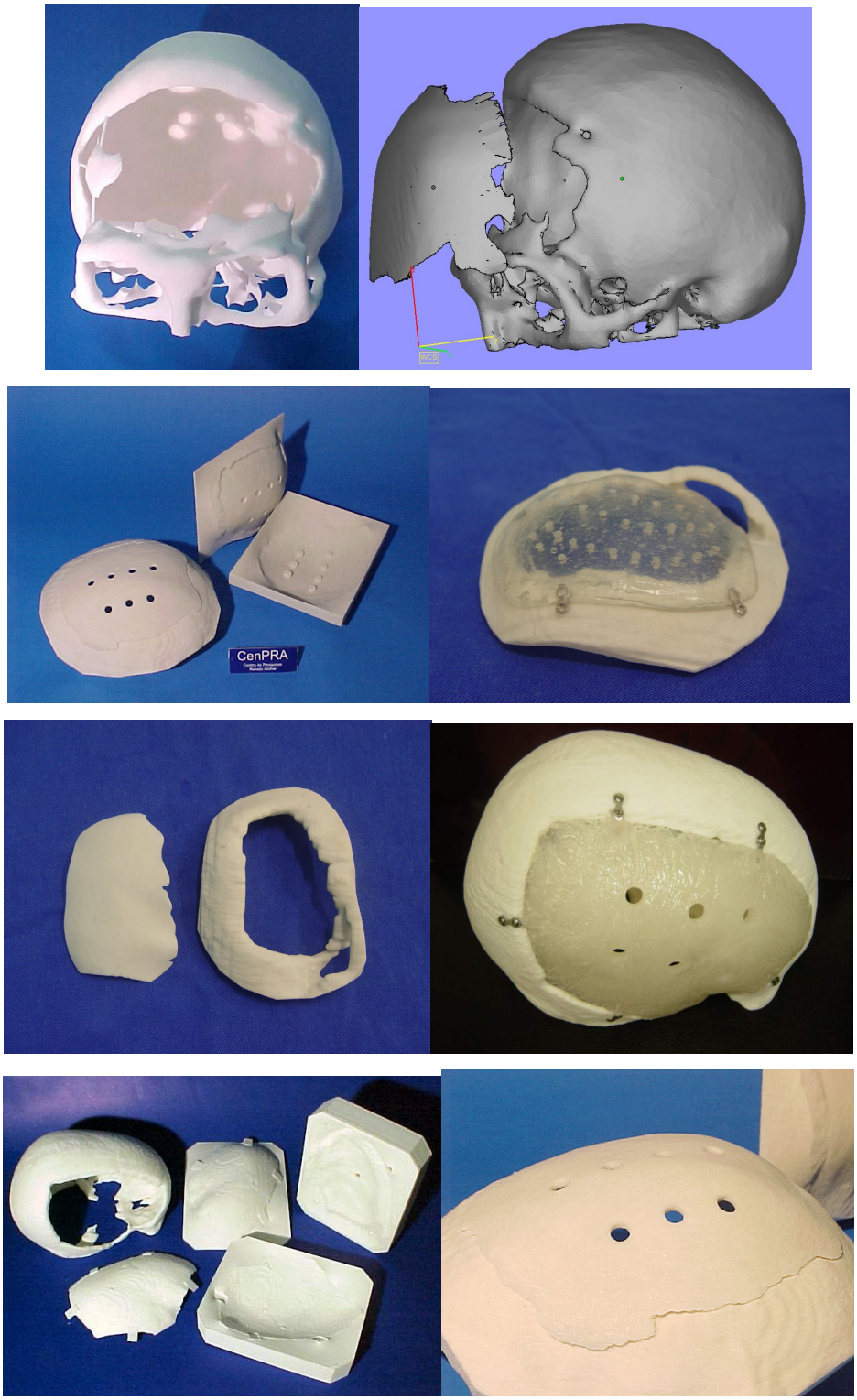


Figura 4-22: Na primeira figura, modelo físico em caso de trauma. A seguir, exemplos de próteses customizadas e seus respectivos moldes. Modelos em gesso feitos pela 3DP – trabalhos executados com Dr. Cássio Raposo Amaral e Dr. Carlos Melro – CenPRA, 2005.

Embora a tecnologia de PR seja usada de forma exploratória para ajudar no planejamento e na reconstrução 3D cirúrgicos, ela ainda está no início de sua aplicação à aplicação biomédica. É necessária uma descrição precisa dos requerimentos de qualidade, para modelos médicos produzidos com os diferentes processos de PR e para várias aplicações cirúrgicas.

Antes de fornecer evidência convincente para as companhias de seguro e órgãos governamentais de saúde de que a tecnologia de PR é uma ferramenta que traz economia de custo e maximização da qualidade na aplicação médica, devem-se avaliar os requerimentos de qualidade. A avaliação deve ser feita em requerimentos de qualidade para precisão, detalhamento de superfície, transparência, cor, tamanho, desarticulação, modelos de espelhamento, rigidez, resistência da temperatura, toxicidade, tempo da produção, custo.

4.14 Fontes de Erros na Prototipagem Rápida

O projetista entrega o modelo ao fabricante por um meio eletrônico. O modelo geralmente será representado usando um formato neutro, isto é, IGES ou STL, ou algum formato nativo quando ambos têm acesso ao mesmo sistema CAD. O modelo é então verificado para corrigir erros, se houver, e converter a uma forma adequada, se possível. O fabricante está diante dos seguintes problemas: o modelo está correto? Se não, qual é a natureza dos erros, estes podem ser corrigidos localmente? Se os erros não podem ser corrigidos localmente, como eles podem ser descritos para o projetista? (*Jacobs, 2000*).

A máquina de prototipagem não é ainda um lugar comum e a distância física entre projetista e fabricante influencia no tempo de entrega devido a dificuldades e atrasos na comunicação. Além disso, os custos de fabricação são diretamente relacionados à quantidade de trabalho gasto na preparação dos dados – etapa que tem um peso importante no custo total. Então, alguma ferramenta de software se faz necessária para minimizar o número de vezes que o projetista e o fabricante necessitam para comunicar-se. Em resumo, estes são problemas relacionados à transferência de dados.

É importante compreender como os programas trabalham, de modo a apreciar sua precisão (*Jacobs, 2000*). A descrição de alguns erros que podem acontecer no processo de PR é

necessária, para que todos os usuários de modelos físicos médicos tenham um conhecimento preliminar dos critérios de qualidade considerados. Alguns erros podem ser admissíveis em uma aplicação, mas inadmissíveis em outras.

4.14.1 Problemas dos Arquivos STL

A transferência de dados entre CAD e PR é baseada principalmente na troca de formatos de dados capazes de representar modelos facetados. Para fabricar os modelos corretamente, eles precisam representar uma coleção de um ou mais sólidos não intersecionantes. O fabricante espera receber um arquivo STL bem comportado, em que cada triângulo tem exatamente um vizinho em cada face e onde um triângulo intercepta outro em um lado comum e um vértice, como na figura 4-23. Sob essas condições é possível distinguir a parte interna e a externa do modelo. Entretanto é freqüente a produção de modelos com inúmeros erros, modelos com lacunas devido à perda de faces, intersecções em locais incorretos, mesma borda dividida com outras faces, etc.

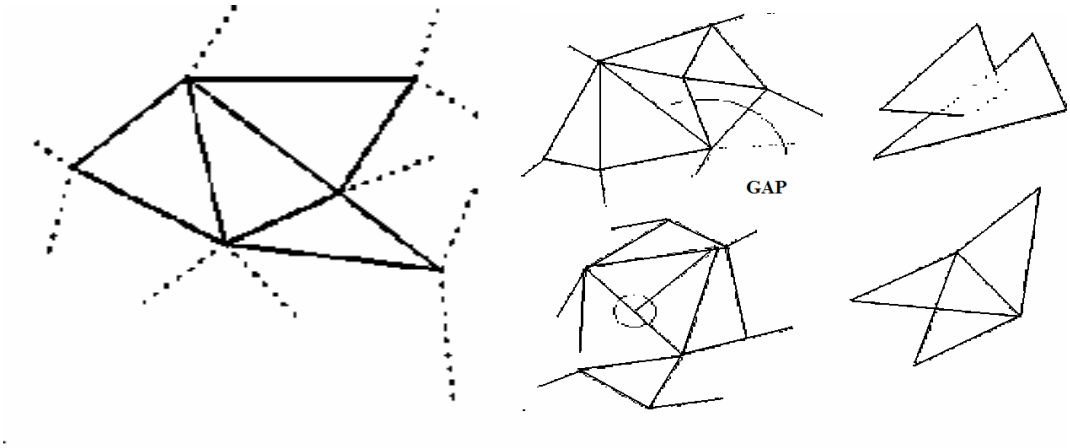


Figura 4-23: Exemplos de triangulação correta e incorreta.

Os problemas mais comuns na malha dos arquivos STL estão relacionados às falhas na geração dos triângulos decorrentes dos algoritmos implementados nos sistemas CAD, à aplicação que gera o modelo facetado e ao usuário. Algumas interfaces STL em sistemas CAD falham em informar ao usuário que os resultados estão incorretos e os problemas permanecem até a hora de

fazer o modelo. É necessária a utilização de ferramentas de pré-processamento, encarregadas de auxiliar na verificação da consistência e no reparo dessas falhas dos arquivos STL. Estas são executadas em um computador diferente do alocado para fazer o controle do equipamento de PR, por uma razão muito simples: permitir que a etapa de planejamento de processo com os modelos STL possa ser feita independentemente, sem interferir no computador que controla o equipamento de prototipagem rápida.

Erros no modelo podem interferir com o processo de fabricação. Se uma fatia construída contém uma lacuna em sua estrutura interna (*Tata, 1998*), um vetor perdido pode ser criado conforme figura 4-24. A possibilidade de isso acontecer é grande, porque a ferramenta nesse caso é um feixe de laser de diâmetro pequeno; e também porque a distância programada entre linhas é sempre de tamanho igual. Estes vetores perdidos danificam o resultado final no ponto em questão e, possivelmente, também outras partes da peça.

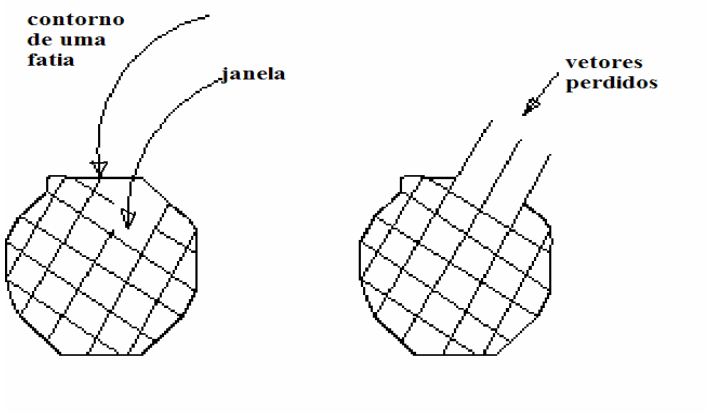


Figura 4-24: Fatias corretas versus fatias incorretas.

A estrutura interna é dependente do processo e usualmente é informação proprietária. Portanto, a estrutura interna usada na prática provavelmente difere da mostrada na figura acima, mas todos eles requerem contornos simples. Às vezes há erros de fechamento entre triângulos, conforme a figura 4-25. Isso ocorre por causa de arredondamento e quando um ponto tem entradas múltiplas em diferentes posições (*Fadel, 1996*).

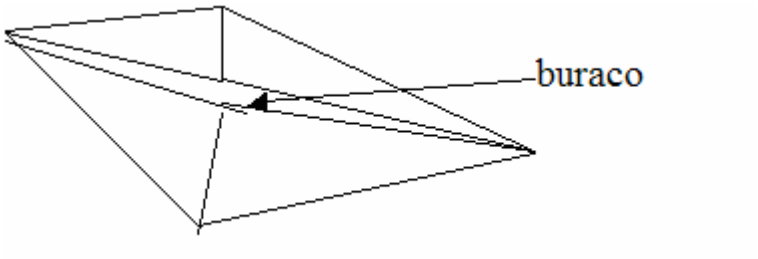


Figura 4-25: Erros em fechamento de triângulos.

A figura 4-26 ilustra um detalhe de um modelo em STL com o efeito do não compartilhamento de arestas dos triângulos próximos, como os pintados de cinza claro e escuro. Cada triângulo deve compartilhar única e exclusivamente uma aresta com o triângulo vizinho. Se não houver o compartilhamento, as bordas do modelo passam a apresentar pequenas falhas na malha, como a da área vermelha. No momento em que os arquivos contendo malhas com falhas são fatiados pelos sistemas PR, pela interseção de planos perpendiculares ao eixo z de construção dos sistemas de PR, obtém-se contornos abertos nas camadas de construção, podendo não limitar os vetores que guiam a movimentação na produção em equipamentos de prototipagem rápida.

Essas falhas normalmente ocorrem nas regiões do modelo onde há uma mudança brusca de planos ou superfícies. A malha deve ser refeita de acordo com as regras de formação da malha, como na figura à direita. Normalmente, a detecção e o reparo da malha podem ser executados de forma automática pelas ferramentas de edição e reparo em arquivo STL, comercialmente disponíveis, atribuindo um valor de tolerância. Porém este valor deve ser usado de forma cautelosa para não deformar a geometria do modelo.

Nos casos mais graves de corrupção da malha gerada pelo sistema CAD, essas ferramentas não conseguem repará-la automaticamente e então o reparo deve ser executado manualmente – o que é trabalhoso e pouco viável em muitas ocorrências.

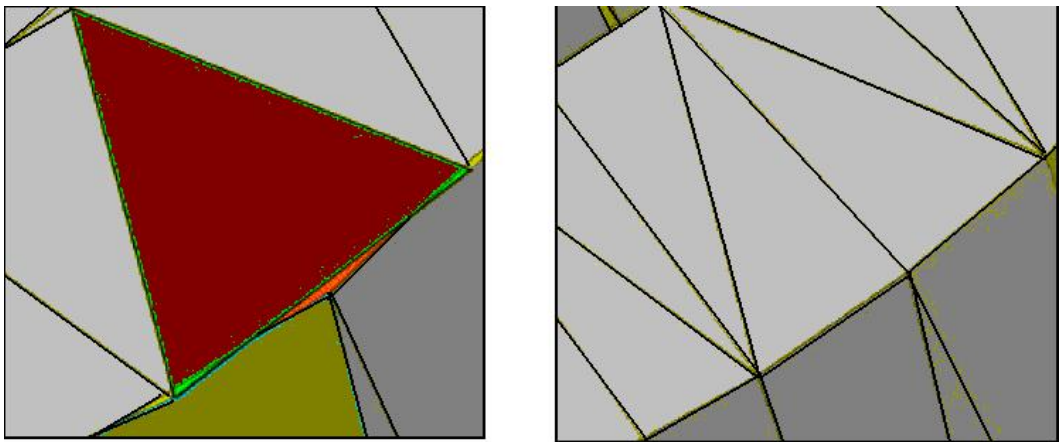


Figura 4-26: Falhas na malha STL – à esquerda, arestas irregulares; na figura à direita, malha refeita com arestas regulares.

Para facilitar a visualização do efeito da falta de triângulos, alguns foram retirados propositadamente na figura 4-27. Observa-se uma superfície de um modelo médico, onde as áreas vermelhas representam as falhas ou buracos, o que permite a visualização dos triângulos que compõem o outro lado do modelo.

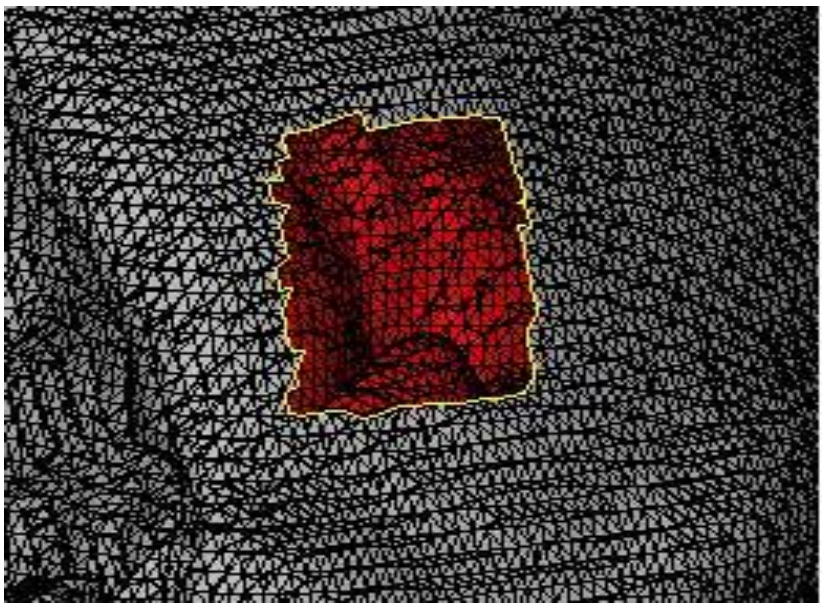


Figura 4-27: Arestas irregulares. As áreas vermelhas são buracos na superfície.

Superfícies não conectadas

Aparentemente duas superfícies próximas se fecham formando um sólido. Dependendo da distância entre estas superfícies e das precisões numéricas envolvidas, pode haver uma interpretação de que existem duas superfícies diferentes inserindo malhas STL independentes e não conectadas, como na parte marrom da Figura 4-28 (a), o que possivelmente traz problemas à produção do protótipo. A forma correta de se modelar utilizando superfícies deve gerar superfícies conectadas como as da figura 4-28 (b).

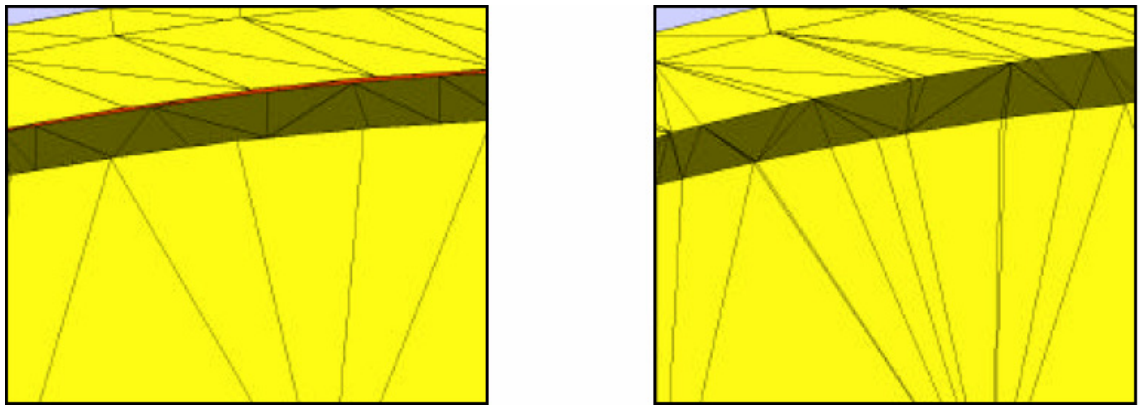


Figura 4-28: Modelagem de superfícies. (a) modelagem de superfícies não conectadas (b) superfícies conectadas

Na figura 4-29, uma malha regular (à esquerda) foi degradada reduzindo o número de triângulos (à direita). Nesse caso há muitos triângulos irregulares, resultantes de parâmetros de controle extremamente relaxados. Por outro lado, é também comum o usuário ser induzido a acreditar que gerar arquivos STL com parâmetros extremamente restritivos seria o ideal; como conseqüência, uma excessiva utilização de memória computacional seria necessária para trabalhar esses arquivos. Os parâmetros de controle da malha não são muito claros e divergem de nomenclatura de um sistema para outro, o que confunde o usuário inexperiente. Uma boa relação custo benefício na geração da malha é obtida quando são utilizados os parâmetros configurados *default* nos sistemas CAD. Além disso, alguns sistemas permitem a visualização da malha gerada, facilitando a verificação da qualidade do modelo facetado resultante.

Outro problema é o tamanho do arquivo enviado à máquina de PR, muito maior do que o gerado originalmente pelo sistema CAD. Isso acontece devido às redundâncias de dados na sua formulação, repetindo várias vezes os mesmo pontos de vértice, conforme mostra a figura 4-30. Quanto maior for o número de vértices compartilhados, e não são poucos, maior é a redundância e, conseqüentemente, o tamanho do arquivo resultante para representar o mesmo modelo 3D.

Quando há uma borda convexa na forma, o software da máquina de PR cortará fora parte do trabalho, devido à sobreposição dos triângulos, o que traz erros de precisão. Se a granulação da malha deixar mais material do que o suficiente, a peça pode sempre ser recortada ou lixada para chegar à forma correta. Isso é o que ocorre na maioria dos objetos criados (*Fadel, 1996*).

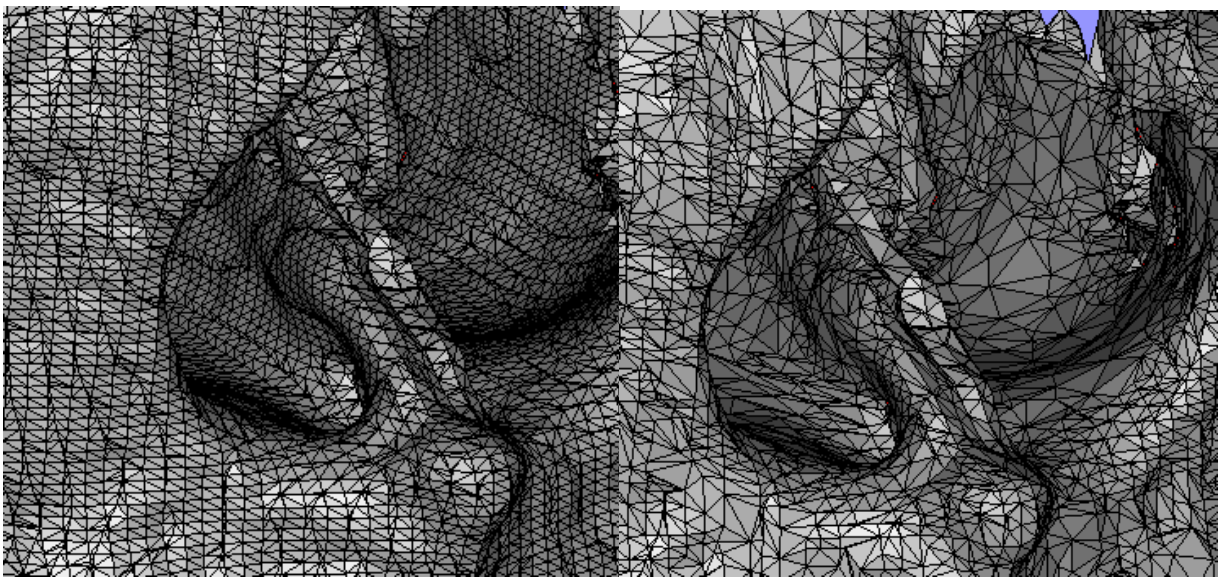


Figura 4-29: Uma malha regular e a redução na figura da direita, com uma forte degradação geométrica. Imagem STL gerada pelo *InVesalius* e visualizada aqui em CAD.

Quando os pontos de dois diferentes triângulos da malha são listados na ordem reversa, a tradução é “normal rotacionada”. Esses pontos resultam geralmente em um produto transversal com uma normal apontando para o lado externo da peça. Às vezes, devido à ordem incorreta dos pontos, a normal está apontando no sentido errado. Esse problema pode ser facilmente corrigido por nova edição dos pontos no computador e novo cálculo do sentido da normal (*Fadel, 1996*).

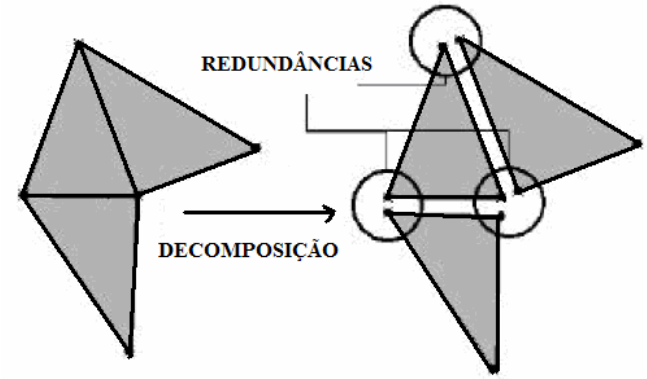


Figura 4-30: Redundância de vértices no arquivo STL.

4.14.2 Erros associados à produção do protótipo

Existem muitos erros associados à produção do protótipo. O material pode entortar – devido ao calor, à potência do laser, entre outros fatores, quando se utiliza processos com laser, como o SLS e SLA. Para corrigir esse problema parâmetros operacionais devem ser analisados; por exemplo, como colocar a peça no compartimento de fabricação. O diâmetro do laser, seu trajeto e a espessura da camada são outras fontes de erro (*Choi, 2000*). O laser move-se ao longo de um trajeto, em alguma altura acima do objeto. Pode haver uma ligeira variação entre o lugar ao qual o laser seria dirigido e a habilidade do laser para obter esse ponto particular. O ângulo do feixe de laser pode produzir uma forma elíptica na superfície da resina. Assim, o diâmetro da elipse produzida na resina fica maior que o diâmetro do feixe de laser (*Fadel, 1996*).

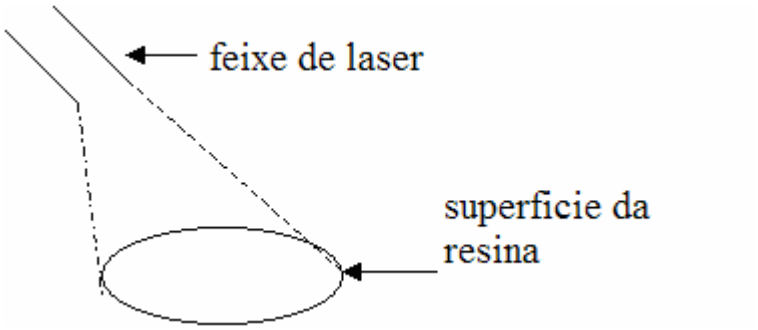


Figura 4-31: Erros de laser (*Fadel, 1996*).

O feixe de laser pode também cortar em um ângulo que faz com que a superfície fique dentada, pontiaguda.

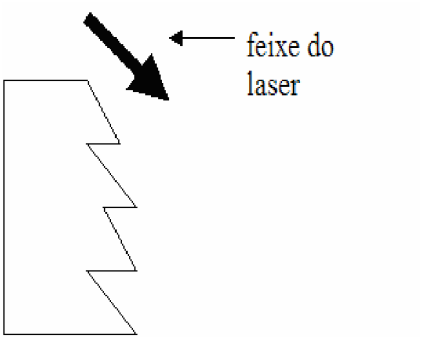


Figura 4-32: Erros de laser – superfícies dentadas (*Fadel, 1996*).

Uma fonte de erro comum para muitas reconstruções médicas é o espaçamento da fatia ou da varredura do TC. Estes são dois fatores importantes ao criar um modelo 3D especialmente em reconstruções médicas. No geral, qualquer medida acima de 3 milímetros não é aceitável para estruturas complexas. O espaçamento da fatia determina a precisão espacial do modelo e determina também a precisão no sentido do eixo Z. Como uma regra geral, o espaçamento deve ser pelo menos de metade do tamanho da menor característica que está sendo remodelada (*Pham, 2001*).

Uma fonte de erro final é a que deriva do erro humano. Esse tipo de erro é comum e nunca será eliminado totalmente. A precisão em determinar medidas, o dispositivo de medição real, a incorporação ou gravação incorreta da informação são alguns exemplos dos erros. É importante compreender o erro humano. É um fator que deve ser levado em consideração, ao determinar a precisão total de um modelo (*Fadel, 1996*).

Os erros podem ser reduzidos, mas não serão eliminados completamente. É importante compreender onde podem ocorrer e como afetarão o resultado. Geralmente, se houver pouco erro, o resultado não será afetado. Entretanto, os erros podem mudar o produto final dràsticamente. Existem pesquisas sobre erro e precisão na PR, e novas e melhores maneiras para desenvolver um modelo mais exato estão constantemente sob revisão (*Cooper, 2001*), (*Chua 2003*).

Com respeito a ferramentas de software e formatos de troca de dados, o menor denominador comum é o modelo triangulado representado pelo formato STL. Todas as ferramentas de software verificam, corrigem e fatiam os modelos. Entretanto, as arquiteturas de software e a qualidade das ferramentas variam consideravelmente. A transferência de dados é muito importante.

4.15 Materiais

Com um espectro tão largo das aplicações e métodos para PR, o número de materiais usados é enorme. Um único material pode ser útil em diversas aplicações diferentes. Entretanto, o mesmo material pode ou não alcançar diferentes exigências. Além disso, cada técnica de PR tem limitações no tipo de material que pode usar. Finalmente, a escolha de algum material segue a sua escala de propriedades físicas e mecânicas.

4.15.1 Vista geral da ciência de Materiais

A maioria das máquinas de PR usa polímeros. Estes são materiais feitos de cadeias muito longas, primariamente de moléculas do carbono. Os polímeros dividem-se essencialmente em três categorias: termoplásticos, plásticos termofixos e elastômeros[39]. Os termoplásticos são os polímeros mais usados para PR (*Pham 2001*).

Os polímeros termoplásticos têm uma forma linear ou ramificada. A adição do calor permite que as moléculas deslizem umas nas outras. Isto torna mais fácil moldá-las na forma desejada e, quando aquecidas, elas podem ser reformatadas e recicladas. As moléculas têm regiões cristalinas e amorfas. As regiões cristalinas se formam nas áreas em que o polímero dobra para trás dele mesmo em uma maneira ordenada. Essas regiões são muito mais fortes do que as regiões amorfas, onde as moléculas são arranjadas em uma ordem aleatória. As regiões amorfas são espaços vazios ou vácuos, dentro do polímero; são frequentemente transparentes,

[39] Cada um dos polímeros que têm propriedades de extensibilidade e de recuperação elástica.

característica que pode ser vantajosa para finalidades médicas. Os plásticos termofixos[40] têm cadeias de polímeros ligadas em cruz. Quanto mais ligações cruzadas, mais forte é o material. Entretanto, os plásticos termofixos não podem ser aquecidos para reuso, e não derretem. Os elastômeros são os polímeros que retornam a sua forma original após serem deformados, devido a sua estrutura ser semelhante a uma mola.

Para polímeros termoplásticos, duas características cuja consideração é importante são as temperaturas de transição de vidro, os Tg, e as temperaturas de fusão, Tm. Como os plásticos termofixos não derretem, estes termos não se aplicam a eles. O Tg refere-se à temperatura onde ocorre uma queda significativa no módulo elástico. Neste ponto o material torna-se igual a uma borracha. O módulo elástico é uma propriedade material que mede a resposta de um material a uma carga aplicada. Um valor mais elevado do módulo elástico indica um material mais forte ou mais duro.

Além do Tg e do Tm, há outras propriedades físicas e térmicas que devem ser consideradas para prototipagem rápida. Estas incluem a condutividade térmica (k), o calor específico (C), a expansão térmica, a porosidade e a homogeneidade. A condutividade térmica é a habilidade do material em conduzir o calor. O calor específico é a energia requerida para levantar a temperatura de um grama em um grau Celsius. A expansão térmica é o quanto o material expande ou encolhe quando aquecido ou resfriado. A porosidade corresponde ao tamanho e ao número do espaço vago dentro de um material. Um material mais poroso tem geralmente uma força menor do que um material denso. A homogeneidade refere-se a um material que tem propriedades consistentes em toda a peça.

O processo SLS é a tecnologia que produz peças plásticas que mais se assemelham àquelas produzidas por outros processos. Entretanto, há sempre alguma porosidade porque as peças são sinterizadas a partir de camadas de pó, e este sempre tem espaços entre as partículas. No geral, as propriedades físicas das peças produzidas por um sistema de PR, tais como a força de tensão e alongamento, serão um tanto mais pobres do que aquelas produzidas por outros métodos.

[40] Diz-se de material plástico que não pode ser amolecido quando curado.

Certamente, se algum dia duas tecnologias do PR usarem o mesmo material, quimicamente idêntico – o que hoje nenhum faz –, haverá diferenças nas propriedades físicas das peças produzidas por cada método, porque a operação da máquina será diferente.

As peças são também anisotrópicas, isto é, podem ter as propriedades físicas diferentes dependendo do sentido em que se façam as medidas. Diferenças podem também aparecer se a mesma peça for feita em caminhos diferentes. Isto pode acontecer se a orientação de fabricação da peça na máquina for mudada, e também de acordo com a seqüência em que os elementos da peça são fabricados.

Plásticos usados em um sistema de PR não replicam muito bem as características de uma peça plástica moldada por injeção. Porque, como mencionado previamente, enquanto a composição química seria exatamente a mesma, o processamento físico é completamente diferente. Muitos plásticos têm as moléculas longas, lineares, que fornecem uma estrutura "granulosa anisotrópica" a uma peça. Isto porque quando fluem no estado líquido aquecido através do molde sob pressão, as moléculas se orientam umas em relação às outras. O processo de refrigeração dentro do molde tem também um efeito específico, diferente do que acontece durante um processo de PR; como conseqüência, as propriedades físicas podem ser completamente diferentes. Se a necessidade é testar como um molde se apresentaria e que propriedades físicas finais poderiam ser alcançadas em uma peça, uma melhor escolha seria fazer um molde simplificado usando a PR e operar a máquina de injeção de molde próximo aos parâmetros finais.

4.15.2 Metais

As escolhas comercialmente disponíveis são extremamente limitadas para a fabricação direta de peças de metal por prototipagem rápida. Entretanto, numerosas tecnologias estão sob desenvolvimento na universidade, no governo e nos laboratórios comerciais. Uma fração substancial de todas as peças de metal feitas por processos de PR está sendo usada hoje para fazer moldes de injeção. Isto é porque este é um grande mercado que tem requerimentos de valor agregado alto. Os moldes de injeção são artigos complexos, itens de trabalho intensivo que

tomam tempo longo para serem feitos. A tecnologia de PR pode oferecer grande economia de tempo e custo, como também a funcionalidade, que seria impossível ser obtida de outra maneira.

O SLS oferece duas escolhas básicas, que podem ser descritas de maneira simples como leve e dura. Os materiais particulares usados são exclusivos a cada um dos dois tipos competidores de SLS no mercado, EOS GmbH (Alemanha) e 3D Systems (USA). A questão de patente pode fazer com que os produtos destas companhias sejam inviáveis em determinadas áreas geográficas. Os materiais leves compreendem um sistema do cobre-poliamida, da empresa 3D Systems, ou um sistema de liga de bronze, da EOS. Os materiais duros são aço inoxidável da 3D Systems e aço da EOS. Ambos os materiais leves podem ser usados sem ciclos de queima térmicos secundários, embora requeiram operações de acabamento. O sistema de liga de bronze da EOS é um material complexo, que é projetado para limitar mudanças dimensionais, encolhimento e tensões internas, mas partes porosas podem ser produzidas. Uma solução para este último problema é infiltrar a peça com epóxi ou um outro metal, antes de ser usada.

A 3D *System* usa partículas de pó de metal que são revestidas com uma camada fina de polímero. No caso do aço inoxidável, o polímero é usado para formar ligações provisórias entre partículas, pelo uso de um laser de potência relativamente baixa, resultando em uma peça "verde". Esta peça verde submete-se então a um ciclo de queima térmico para levemente consolidá-la em uma peça "marrom". Esta última, por sua vez, é submetida a um ciclo térmico final adicional para sinterizá-la e infiltrá-la com bronze para torná-la inteiramente densa. A EOS sinteriza seu material de aço diretamente na máquina de PR usando um laser de uma potência mais elevada, resultando em uma peça que é 95% densa sem ciclos térmicos adicionados. Em ambos os casos, o acabamento secundário substancial é provavelmente requerido.

4.15.3 Materiais de Prototipagem Rápida para uso médico

Cada técnica tem seu próprio conjunto de materiais que podem ser usados. Cada aplicação requer que o material tenha propriedades específicas, para que a peça funcione corretamente. As peças devem ser fortes ou não, dependendo da função pretendida. Como um todo, os materiais com um calor específico baixo são preferidos para o uso em PR, porque a maioria das técnicas

aquece o material para ligar as partículas para dar forma à peça mais facilmente. O processo é muito mais eficiente quando o material não tem que ser aquecido por um período de tempo longo (*Jacobs 2001*).

O maior uso atual de PR envolve modelagem. Os materiais usados em PR ainda não são biocompatíveis. Entretanto, a engenharia do tecido tem sido um campo de rápido desenvolvimento em anos recentes. Muitas das técnicas usadas requerem frequentemente suportes, usados como um molde para o crescimento celular ser mais exato. Esses suportes devem ser muito porosos, tão bem quanto biocompatíveis e bioreabsorvíveis. Devem também ter as propriedades mecânicas similares àquelas do tecido circunvizinho. Têm sido feitas pesquisas sobre a possibilidade de confeccionar *scaffolds* usando prototipagem rápida. Policaprolactama[41] (PCL) é um polímero bioreabsorvível que tem recebido algum interesse para esta finalidade. Os *scaffolds* foram desenvolvidos usando métodos de PR e mostraram muitas das qualidades desejadas para *scaffolds* na engenharia de tecidos.

4.15.4 Controle das propriedades dos materiais

Todo material pode ter uma grande escala de suas propriedades, conforme diversas variáveis. Alguns fatores a serem considerados tanto antes quanto durante a fase da configuração incluem o tempo de processamento, o calor, a espessura da fatia, os métodos pós-processamento, dentre outros.

Dependendo dos ajustes, estes parâmetros podem degradar ou aumentar a qualidade do material. Para a SLS, alguns parâmetros cuja consideração é importante são: temperatura da câmara (*part bed*), potência do laser, tamanho da varredura e espessura da fatia. A temperatura da câmara deve estar próxima àquela na qual a fusão ocorre. A temperatura ótima do *part bed* estaria tão perto do Tg quanto possível, sem excedê-lo. Com isto se mantém o material no ponto de deformação, que ocorre acima do Tg. A potência do laser deve ser alta o bastante para fundir as partículas, sem degradá-las. O tamanho e o espaçamento da varredura não devem ser maiores

do que o diâmetro do laser, para se assegurar que o material inteiro seja fundido. Uma fatia mais fina dá a qualidade melhor, mas existe o *tradeoff* do tempo de construção do volume, que será maior. A aplicação de um acabamento na superfície na fase do pós-processamento pode melhorar a rigidez da peça e melhorar a precisão.

4.15.5 Outras considerações no uso de prototipagem rápida

Enquanto a indústria de PR se torna mais popular, determinadas questões têm sido levantadas na proficiência dessa nova tecnologia. A velocidade, a precisão, a formação de especialistas e o custo têm sido principais fatores de interesse. As soluções possíveis para os problemas identificados estão constantemente sendo desenvolvidas e revisadas, para fornecer o melhor produto possível.

1- Velocidade

A maioria das tecnologias de PR é lenta, tomando de horas a dias para criar um único protótipo complexo, o que restringe a disponibilidade de uma máquina particular para produzir outras peças. A velocidade da máquina é dependente de diferentes fatores, como o tamanho do laser e o material escolhido (*Grenda, 2003*). Com um laser maior, menos tempo seria necessário para criar uma peça, mas em alguns casos a exatidão seria comprometida.

2- Precisão

O objetivo principal da PR é criar uma peça que replique exatamente o objeto que foi desejado originalmente. A precisão pode ser definida como a diferença entre uma dimensão final pretendida e a dimensão real obtida, determinadas por medidas físicas. Em poucos campos a precisão não é muito importante, mas na maioria das áreas ela é uma questão crítica. Um número de estudos foi feito comparando tecnologias PR umas com as outras e com os padrões ao longo do tempo (*Grenda, 2003*). Avanços enormes foram feitos e, enquanto as tolerâncias não estiverem ainda no nível do CNC, elas estão próximas da maioria das medidas obtidas em muitas tecnologias de prototipagem rápida. Entretanto, não se pode dizer com toda a certeza que um

[41] Substância ($C_6H_{11}NO$) usada na produção de fibras sintéticas de poliamidas, especialmente o *nylon*, e como

método de PR é sempre mais exato do que outro, ou que um método particular produz sempre alguma tolerância.

Uma questão que pode afetar a precisão de uma peça são os degraus – *stair-stepping*. Os degraus podem ser visto como linhas em um protótipo, criados pela adição das camadas usadas para fazer a peça.

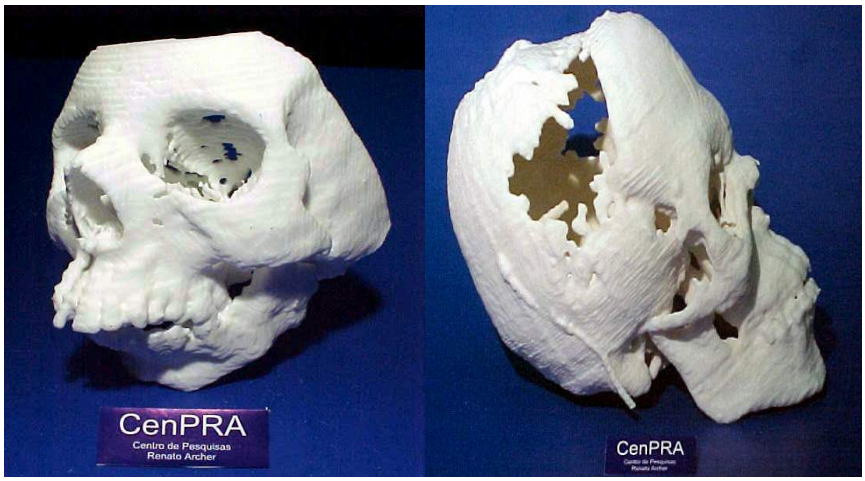


Figura 4-34: Degraus nas peças de SLS – CenPRA, 2005. Dr. Henrique Oliveira – PUCRS.

Este efeito é reduzido quando as camadas de produção são finas, tão pouco como 0.0005 polegadas do material podem ser colocadas. Entretanto, uma precisão mais elevada diminui a velocidade da máquina e aumenta o tempo requerido para criar a peça. Um objeto afetado por degraus não tem muita utilidade. Alguns métodos experimentais tentaram superar a falta da precisão experimentada com degraus. Estes usam espessuras variáveis da camada e cortam as bordas da peça, para reduzir os degraus visíveis. Entretanto, nenhum sistema comercial está disponível hoje para terminar uma peça de tal maneira. Essa técnica é usada primeiramente para grandes objetos feitos de espuma plástica ou de materiais cerâmicos (*Castle, 2005*), (*Grenda, 2003*).

Em geral, as máquinas de PR são exatas a 0.08 milímetros no plano x e no plano y, mas não no plano z. As melhorias estão sendo feitas no sistema ótico do laser e no controle do motor, O

solvente de polímeros de alto peso molecular; caprolactame.

que aumentará a precisão em todos os três sentidos. Também estão sendo produzidos materiais menos suscetíveis às deformações induzidas pela temperatura. Para contornar alguns problemas, em determinadas etapas a tecnologia subtrativa tem sido incorporada ao processo – por exemplo, depois que a peça é construída pelo método aditivo, usa-se o método subtrativo para corrigi-la. Entretanto, esta solução aumenta o tempo necessário para criar a peça. A escolha do material também afeta a precisão de uma peça; conseqüentemente, variar a seleção do material é uma outra opção possível para aumentar a precisão (*Cooper, 2001*).

A espessura da camada variável pode às vezes ser usada para apressar a fabricação. Os métodos baseados em pós, por exemplo, SLS ou 3DP, têm o tamanho finito do pó como um limite mais baixo. A espessura da camada será quase sempre maior do que o tamanho de partícula mínimo. Não se pode pressionar indefinidamente um pó, pois em algum ponto ele começa adquirir uma autocarga estática que torna difícil espalhá-lo uniformemente.

3- Instrução

Encontrar engenheiros capazes de usar máquinas de PR é uma questão que emerge à medida que a tecnologia de PR avança. A PR confia no bom software e também em um técnico que saiba usá-lo. Uma demanda por técnicos hábeis conduziu muitos departamentos de tecnologia industrial a integrar tecnologias PR em seu currículo. O objetivo dessas mudanças é ir ao encontro das necessidades da tecnologia avançada e preparar estudantes para uma carreira nesse campo. A limitação principal para formar profissionais especializados está no custo dispendioso.

4 - Acabamento

O acabamento e a aparência de uma peça são relacionados à precisão, mas dependem também do método de PR empregado. As tecnologias baseadas em pós têm uma aparência arenosa ou difusa; métodos baseados em folhas podem ser considerados pobres no acabamento, porque os degraus são mais pronunciados.

5 - Resolução

A resolução refere-se ao incremento mínimo nas dimensões que um sistema consegue obter. Esta é um dos principais fatores para o acabamento, a aparência e a precisão, mas certamente não o único. Para a maioria de sistemas de PR, a resolução está na escala de "poucos milésimos". Sistemas especialmente modificados estão disponíveis e podem reproduzir características muito mais finas, mas são limitados no tamanho das peças que podem fabricar. Sistemas baseados em jato de tinta de "*Solidscape and Sanders International*" são capazes de definição muito elevada. Observe que as definições podem ser diferentes para cada um dos eixos X,Y e Z, no mesmo sistema.

Em todo o caso, será provavelmente necessário jatear, pintar, encher, lustrar, infiltrar um material secundário para diminuir a porosidade ou executar outras operações na peça, antes que esta possa ser usada.

6 - Custos de construção

O custo do material é o principal item do custo total de construção de uma peça em prototipagem rápida. O custo do material pode ser computado baseado no volume do material usado e no preço de unidade do material. Para os processos que empregam estruturas externas da sustentação, tais como o SLS e FDM, o material consumido deve incluir duas partes: material usado para construir a peça e para construir a sustentação. Para os processos que não requerem nenhuma sustentação externa, o material consumido depende da possibilidade ou não de reutilização direta do material cru circunvizinho. Em SLS o pó circunvizinho pode ser reusado; o custo do material em SLS é, portanto, proporcional ao volume da peça.

7 - Operações secundárias

Em muitos casos as peças de PR baseadas em material macio podem ser usadas diretamente, ou após operações de acabamento relativamente menores. Peças da 3DP podem ser muito frágeis e não estariam disponíveis para manipulação ou envio normal. Estas são frequentemente infiltradas com adesivo ou cera do cianoacrilato, como uma operação secundária para fazê-las mais duráveis.

Todos os métodos de PR que produzem diretamente as peças de metal requererão quase certamente maquinaria final e outras operações secundárias, antes que obtenham acabamento e tolerância finais aceitáveis. Pode haver poucas exceções, baseadas nas exigências para uma peça em particular. Antes que possam finalmente ser acabadas na maquinaria, peças metálicas e cerâmicas feitas por SLS geralmente devem submeter-se um ciclo térmico de cozedura, para levemente consolidá-las em uma peça "marrom". A seguir elas se submetem a um ciclo térmico final, para sinterizá-las e infiltrá-las com um material para torná-las densas.

Processos baseados em pó são auto suportados para características tais como saliências e cortes feitos por baixo; o excesso de pó é simplesmente retirado por aspirador. Todos os outros métodos requerem uma estrutura de suporte de algum tipo, o qual é fabricado juntamente com a peça. Exigem uma operação secundária para retirada do suporte, que requer tempo e esforço.

8 - Condições para custear produtos

É perturbador considerar que produtos de PR podem somente estar disponíveis para um seleto grupo de pessoas – que podem ter recursos para pagar por ele. O objetivo é popularizar o uso de modelos físicos, principalmente para aqueles que não têm recursos e utilizam os serviços da saúde pública. Devem ser tomadas decisões a respeito de se e como as companhias de seguro e o próprio governo pagarão por modelos de PR e implantes médicos.

Uma notícia boa é que as tecnologias PR podem aumentar a disponibilidade de produtos de engenharia e diminuir o preço destes produtos. Enquanto a PR produz mais rapidamente e mais exatamente estes produtos, o preço de implantes artificiais deve diminuir, com o barateamento das máquinas e dos serviços. A importação de material e manutenção ainda mantém os custos elevados. É imperioso o domínio destas áreas para poder reduzir os custos.

Um sistema de PR custa de $50.000 a $800.000, quando comprado novo. Os menos caros são impressão tridimensional e deposição fundida; os mais caros são máquinas especializadas de estereolitografia. Existem custos apreciáveis associados a treinamento, armazenamento e manutenção. Por exemplo, pode custar mais de $30.000 para substituir um laser em um sistema de SLA. Estes custos elevados e procedimentos operacionais complexos para algumas

tecnologias forneceram um ímpeto forte para o estabelecimento de departamentos de serviços para prototipagem rápida. Um departamento de serviço é uma boa escolha para expor uma tecnologia, se seu uso for ocasional. Uma outra escolha é comprar um sistema usado, para economizar. Em alguns casos, entretanto, os fabricantes do sistema limitaram o mercado fazendo a licença de software operacional não transferível. Diversas companhias especializam-se em vender e em alugar sistemas usados de prototipagem rápida.

Enquanto a SLA com material fotopolímero baseado em epóxi é mais exata, é também a mais cara. Usar 3DP e gesso é o processo menos caro e o mais rápido, mas também o menos exato. Cada protótipo deve ser avaliado caso a caso, a respeito de que qualidades são as mais importantes. Uma decisão pode então ser tomada, quanto a qual método e material serão usados.

Hoje uma máquina de PR custa caro. Entretanto, devido à competição de mercado e avanço da tecnologia, este preço deve cair no futuro (*Wah, 1999*). Tão logo o custo de PR caia, mais empresas e laboratórios de pesquisa poderão ter recursos para esta tecnologia. Alguns estudos estimam que o preço da ferramenta e o tempo de desenvolvimento poderiam ser reduzido em 75%, quando o uso de PR vier a ser de custo efetivo e usado extensamente. Quando a PR passar a ser parte integrante das técnicas cirúrgicas, o tempo de cirurgia os riscos e complicações serão reduzidos extremamente (*Wah, 1999*).

No geral, a PR progride a cada ano. Entretanto, como é um progresso em um campo relativamente novo ele consome tempo, mas é certo que continuará a avançar nos anos que virão. Porque a tecnologia avança, mais companhias beneficiar-se-ão com o uso da PR como uma ferramenta. Ao mesmo tempo, a competição tornará a máquina mais barata. Devido ao custo da máquina e dos materiais, atualmente a maioria dos hospitais e empresas contratam um departamento de PR da indústria ou de uma universidade para fazer um protótipo dos dados coletados.

9 - Prototipagem Rápida versus tecnologia convencional

A PR não substitui nem substituirá completamente as tecnologias convencionais, ou mesmo peças feitas à mão. De preferência, a PR pode ser vista como mais uma opção em um *toolkit* para fabricar peças. A decisão de usar uma ou outra tecnologia deve ser baseada em uma série de fatores, de modo que a peça possa ser fabricada tal que o material e os requerimentos de tolerância sejam encontrados. A PR oferece vantagem quando mais de uma cópia de uma peça complexa precisa ser feita. A complexidade da peça não pode ser definida precisamente, mas esta certamente inclui seguintes elementos: tamanho do modelo, altura da parede, espessura, a taxa entre estes dois, o número total de superfícies no modelo CAD, requerimentos de tolerância, tipos de caminhos e outros. A concepção do que é ou não é uma peça complexa varia em alguma extensão de empresa a empresa.

O futuro está nos seguintes parâmetros: equipamentos mais rápidos de menor custo; dimensões do protótipo; materiais duráveis, de baixo custo e seguros; protótipos metálicos e ferramental rápido; melhor acabamento superficial e precisão; subsistemas embutidos; protótipos com cores reais; diversificação das aplicações e manufatura rápida.

Capítulo 5

Resultados e Discussões

5.1 Avaliação de resultados experimentais

O desenvolvimento de caminhos para a avaliação dos procedimentos envolvidos no processamento de imagens médicas é uma necessidade atual. O trabalho com imagens médicas envolve novos dispositivos e métodos – para processamento, análise e interpretação dessas imagens. Estes novos métodos, por sua vez, devem ser avaliados em sua eficácia, para que posteriormente sejam ou não validados.

Os resultados são válidos se podem:

1. Demonstrar a factibilidade de um método de processamento de imagem e a relevância dos resultados que ele produz – avaliação da eficácia técnica.
2. Medir o desempenho de um método para um determinado problema que ele se propõe a resolver – avaliação da eficácia de um método na exatidão do diagnóstico.
3. Medir se e como um método é julgado útil pelos médicos: para se fazer o diagnóstico; como um método auxiliar para a formulação de um diagnóstico mais apropriado; como subsídio para se dar um diagnóstico com mais segurança; por economizar tempo no processo de diagnóstico. Um bom método pode ser exato, mas não ter nenhum impacto sobre a interpretação das imagens.

4. Mostrar que o método fornece informações que contribuem para o cuidado do paciente de forma apropriada. Avaliação da exatidão terapêutica.
5. Avaliação da resposta do paciente ao tratamento. Esses estudos ajudam a determinar se os resultados obtidos com relação ao diagnóstico e terapia terão repercussão na resposta do paciente – sua aceitação diante do procedimento cirúrgico planejado, a evolução clínica, sua satisfação com os resultados.
6. Examinar os benefícios de um método para a sociedade como um todo, o que inclui considerações quanto a custo e efetividade. Avaliação da eficácia na sociedade.

Esse é um trabalho de cunho experimental e prático, portanto os resultados, sua avaliação e validação se deram de acordo com as condições de validação enumeradas acima. Essa posição pode ser objeto de crítica por não trabalhar predominantemente com dados quantitativos; contudo, estudos qualitativos são também importantes para que uma nova tecnologia seja rapidamente avaliada – ainda mais quando se trata de uma interface da tecnologia com a clínica médica. Estudos clínicos também abrem o campo para que pesquisas quantitativas venham a ser desenvolvidas a seguir. Um outro porem é que as mudanças nos métodos de processamento e nas tecnologias são muito rápidas, o que contrasta com o longo prazo necessário para que resultados de uma pesquisa sobre cada técnica sejam obtidos e analisados. Devido a essa dissintonia, existe o risco de se chegar às conclusões sobre uma dada tecnologia no momento mesmo em que esta se tornou obsoleta.

Nesse trabalho, portanto, os critérios de validação são qualitativos e seus resultados são apresentados em várias frentes, a saber:

1. A implementação do software *InVesalius* – esse foi o resultado mais importante, descrito no capitulo 3.
2. A definição de um protocolo suplementar de aquisição de dados tomográficos, descritos no capitulo 2.
3. Mais de quatrocentos casos modelados e operados, aproximadamente, virtual e fisicamente, por métodos de prototipagem SLS e 3DP. O trabalho de planejamento cirúrgico, em hospitais públicos universitários é o principal objetivo a ser alcançado.

4. Trabalhos acadêmicos, teses de mestrado e doutorado que utilizaram o software *InVesalius* e os modelos físicos em SLS e 3DP em planejamentos cirúrgicos.
5. Questionário respondido por uma pequena parcela dos médicos que receberam os modelos físicos para planejamento cirúrgico. Foi uma forma de avaliação e validação dos resultados. As tabelas estão em apêndice.
6. *Download* do software via internet, disseminando a análise de imagens médicas 3D para um público diverso, em localidades diversas do Brasil, igualando o conhecimento e a inovação daqueles profissionais próximos a nós àqueles distantes.

5.2 Software *InVesalius*

Já extensamente descrito no capítulo 3.



Figura 5-1 Tela de apresentação do software *InVesalius*. A arara é um símbolo representativo do Brasil.

Baseado no extenso uso do software *InVesalius* no CenPRA para modelagem virtual e posteriormente gerar uma saída para fazer um protótipo físico do modelo anatômico de interesse, completando até outubro de 2005 aproximadamente 400 casos modelados, o InVesalius tem provado seu valor no diagnostico e no planejamento, objetivos propostos pelo trabalho. Além disso, todos os resultados citados aqui são resultados da existência e da efetividade do uso do software.

5.3 Trabalhos acadêmicos

Algumas das teses de doutorado e mestrado relacionadas aqui surgiram de parcerias entre os autores desses trabalhos e o projeto de pesquisa desenvolvido no CenPRA – interação que permitiu disseminar e multiplicar conhecimentos. Foram trabalhos que envolveram a construção de propostas, separação de casos para estudo, modelagem no CenPRA com o *InVesalius*, análise dos modelos virtuais, realização do modelo físico em SLS e 3DP – seguindo-se em todas as fases de muita discussão a respeito de alternativas, resultados e tecnologia utilizada. É gratificante ver o trabalho desses profissionais que lidam com o ser humano relatarem suas experiências em estudos acadêmicos – e, ainda, reconhecidos por seus pares como inovadores, no caminho de melhorar cada vez mais os procedimentos médicos envolvidos e, consequentemente, a vida de pacientes.

Eduardo Meurer. As tecnologias CAD-CAM em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial**.** 2002. 231f. Tese (Doutorado em Odontologia (Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo Facial)**) -** PUCRS. Foram obtidos exames de TC de seis pacientes portadores de deformidades faciais e estas imagens foram manipuladas no *InVesalius*. Foram confeccionados seis biomodelos pela tecnologia da sinterização seletiva a laser e dois biomodelos de estereolitografia. Estes modelos foram utilizados no diagnóstico, no planejamento e no tratamento destes pacientes.

Henrique Telles de Ramos Oliveira. Avaliação dos Biomodelos de Prototipagem Rápida no Diagnóstico, Planejamento e Tratamento de Pacientes com Deformidades e Traumatismos Faciais. 2004**.** 120f. Dissertação - PUCRS.

Daniela Nascimento Silva. Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser SLS e de impressão tridimensional (3DP™), a partir de imagens de tomografia computadorizada na reprodução da anatomia craniomaxilar - estudo in vitro - tese de doutorado - em Odontologia (Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo Facial)) – PUCRS, 2004. Foi analisado o erro dimensional e a reprodutibilidade dos detalhes anatômicos craniomaxilares dos biomodelos de SLS e de 3DP. Os procedimentos metodológicos envolveram a aquisição de imagens de tomografia computadorizada helicoidal de um crânio seco (padrão-ouro), seguida da manipulação das imagens tomográficas, por meio do *InVesalius* e confecção dos biomodelos, a partir das técnicas de SLS e de 3DP. Utilizando paquímetro eletrônico digital, foram efetuadas 13 mensurações lineares nos biomodelos; estas foram comparadas às correspondentes no crânio seco. Os resultados revelaram um erro dimensional de 2,10% e 2,67% para os biomodelos de SLS e de 3DP, respectivamente.

Gilséia Fernanda Petry Woitchunas. Avaliação da influência dos tecidos moles na construção dos biomodelos de sinterização seletiva a laser. Início: 2004. Tese Doutorado em Odontologia (Cirurgia e Traumatologia Buco - Maxilo - Facial) – PUCRS.

Giovanni de Almeida Prado Di Giacomo - Avaliação da aplicação de guias cirúrgicas feitas a partir da técnica de prototipagem rápida em implantodontia**.** – Universidade de Santo Amaro – SP 2003 tese mestrado. Este estudo avaliou a utilização de guias cirúrgicas feitas pela técnica de prototipagem rápida (PR) para colocação de implantes. A avaliação foi feita através da sobreposição das imagens dos implantes no planejamento promovida pelo software *SimPlant*® e as imagens dos implantes (pós-operatório) geradas a partir da tomografia computadorizada (TC). Com base no enceramento diagnóstico foram confeccionadas guias radiopacas para demarcação dos elementos ausentes no exame de TC.

Valmir Prado – Uso de Prototipagem Rápida em Medicina – Aplicações em Neurologia - Unicamp –Faculdade de Engenharia Mecânica – tese de mestrado, Campinas 2004.

Trabalhos em andamento:

Kívia Pires Souza Cáceres. Efeitos da variação da espessura do corte tomográfico e da largura do campo de visão (FOV) na reprodução de estruturas ósseas finas em imagens tridimensionais e em modelos construídos por prototipagem rápida - estudo in vitro. Início: 2004. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Radiologia Odontológica) - Universidade Federal de Santa Catarina. Trabalho em andamento que resultou de desdobramento do convênio PUCRS – CenPRA.

Mario Saddy – Tese de doutorado em análise de erros entre processos de SLS, 3DP, tomografia volumétrica e helicoidal.

5.4 Disseminação

A disponibilidade do software na internet despertou de início curiosidade e interesse nas pessoas que tomaram contacto com essa ferramenta conforme e-mail de Renato Rossi Junior: "Conheci seu trabalho através do colega Maurício Matson. Gostaria de poder introduzir em minha linha de pesquisa de enxertos para reconstrução de maxila e mandíbula (visando ou não implantes) o seu trabalho de prototipagem". Seu uso trouxe confiança e, por fim, constituiu-se uma sólida credibilidade no software, conforme e-mail enviado por Álvaro Moreira: "Cirurgião O e MF em hospital e pratica privada e fiquei interessado na aplicação da tecnologia em Portugal". Foram relatadas possibilidades de uso em áreas e em propósitos diversos conforme e-mail do Dr. Pedro Puech-Leão – "Tomei conhecimento de seu trabalho lendo a dissertação de mestrado de Valmir Prado, da UNICAMP. As informações contidas vieram de encontro a necessidades que vimos encontrando há tempos. Na USP estou desenvolvendo um projeto para ensino de cirurgia endovascular através de simulador". Contudo, o que predominou nesse tipo de interação com os usuários foi a utilização do software e da tecnologia de prototipagem como temas de pesquisa – em dissertações de mestrado, mas também em trabalhos de investigação mais ampla: Fernando Melhem Elias – "Sou cirurgião bucomaxilofacial do Hospital Universitário da USP e Professor Universitário. Gostaria muito de desenvolver uma pesquisa na minha área, relacionada à correção das deformidades dento faciais. Em 25/9 estarei embarcando

para os EUA a convite da comunidade científica para buscar parceiros nesta empreitada. Poderíamos trabalhar em conjunto".

A disseminação da tecnologia de diagnóstico por imagem tridimensional e prototipagem rápida é o maior resultado desse projeto – tendo por efeito a expansão do conhecimento e da inovação nesse campo: Henrique Kunio Sato – "faço mestrado na USC em Bauru, e vamos desenvolver uma pesquisa de enxerto em maxilas atróficas para instalação de implantes dentários. Gostaria de saber se existe a possibilidade de formarmos uma parceria, pois estes pacientes foram selecionados pois não teriam condições de pagar pelo tratamento".

Foram mais de duas centenas de e-mails recebidos quando do download do software *InVesalius* pela pagina do CenPRA (www.cenpra.gov.br/promed) destes tipos exemplificados acima. Diferentes estudantes, professores, cirurgiões e outros profissionais estão avaliando e validando este trabalho de forma pratica e de forma acadêmica quando de suas teses e comparações com outros trabalhos.

5.5 Protocolo de aquisição de imagens de TC

A discussão colocada no capítulo 2 relativa à aquisição de dados teve como resultado a proposta de um protocolo de aquisição de dados de TC para reconstrução 3D. Não se sugere aqui "reinventar a roda" – protocolos de aquisição de imagens já existem, para cada tipo de modalidade e região de interesse da anatomia, oferecendo especificações para os ajustes de todos os parâmetros da máquina. Por que então propor um outro? Deve-se lembrar que até pouco tempo atrás as imagens eram gravadas em filmes radiográficos e a imagem em negativo obtida constituía-se em si mesma no fim de um processo de investigação. Na verdade essa ainda continua a ser a forma mais comum de uso da imagem em medicina, portanto o raciocínio médico habitualmente parte de uma imagem bidimensional.

Com o desenvolvimento de novas tecnologias, de poderosos softwares das estações de trabalho dos TC e RM, hoje o radiologista pode fazer maravilhosas reconstruções 3D. Além

disso, todas as imagens adquiridas ganharam a possibilidade de serem gravadas em um CD e reconstruídas por um software. Ora, a visualização do volume 3D no monitor de um computador não é um procedimento tão simples. A reconstrução fiel de uma estrutura anatômica a partir de modelo é um processo ainda mais complexo, o que exige a atenção do radiologista para aspectos específicos da técnica e um maior controle sobre os parâmetros de aquisição de imagens do TC.

O protocolo proposto nesse trabalho não altera os protocolos de aquisição 2D já existentes em suas linhas básicas, mas chamam a atenção dos técnicos de radiologia e dos radiologistas para a necessidade de se refinar alguns ajustes e balancear determinados compromissos entre parâmetros de ajuste operacional do TC em prol da qualidade de imagem. Trata-se de adequações essenciais, quando o objetivo da imagem for o de obter uma reconstrução tridimensional de uma estrutura, quer virtual, quer anatomicamente. Seguem-se algumas das observações alcançadas pelo uso do protocolo proposto, com as recomendações decorrentes.

- Utilizar uma taxa de amostragem grande, pois mais projeções melhor é a imagem. Não existem critérios absolutos que permitam decidir o número ótimo de pixels e bits para amostrar uma determinada imagem. 16 bits é o usual. A maior resolução possível é sempre melhor.
- Evitar o uso de interpolação. Há um compromisso entre o tamanho dos pixels, a espessura da fatia e o espaçamento entre elas. Obter a espessura da fatia o mais próximo das dimensões X e Y do pixel, menor o trabalho de interpolação para tornar os voxels isotrópicos.
- Obter um tamanho da imagem o menor possível considerando a área de interesse. Quando o FOV é reduzido, mas sem alterar o tamanho da matriz, os pixels ficam menores e a visibilidade dos detalhes aumenta. Quanto maior for o número de *pixels*, menor será seu tamanho individual, aumentando assim a resolução espacial da imagem.
- Obter uma espessura de fatia pequena (1-2 mm). Uma espessura pequena implica em uma resolução espacial perpendicular ao plano de digitalização maior, porém são afetadas pelo ruído.
- Atenção na orientação do objeto de interesse para se obter o menor campo de visão por causa do tamanho de pixel reduzido.

- O volume de investigação deve ser o menor possível para atender às necessidades clínicas com um menor espaçamento entre fatias possível.
- Usar um pitch de valor 1, que é razoável. Para situações de alto contraste usar colimações mais finas e grandes pitch. Para situações de baixo contraste que requerem nível de ruído baixo, usar colimação espessa e pitch pequeno.
- Adquirir imagens com altas resoluções espaciais de contraste e temporal. Filtro de osso tem melhor resolução espacial e filtro de tecidos moles tem baixa resolução espacial. Resoluções típicas vão de 0.5 a 1.5 linhas por mm. A resolução espacial perpendicular ao plano de digitalização é pobre quando ela é limitada pelo mínimo da espessura da fatia. A habilidade de visualizar pequenas estruturas pode, entretanto, ser melhorada fazendo de preferência a sobreposição de fatias em vez de digitalização contígua.
- Obter a melhor sensibilidade de alto contraste para visualizar estruturas de baixo contraste.
- Obter a melhor resolução de contraste, porém a corrente do tubo por tempo de varredura, o numero de fótons e a relação sinal ruída aumenta.
- Minimizar os artefatos o máximo possível. A redução de artefatos helicoidais pode ser obtida reduzindo efeitos de variações ao longo do eixo Z, utilizar pitch de 1 de preferência a um pitch maior, e utilizar fatias finas (que também reduzem os degraus na imagem). Artefatos são piores em altos valores de pitch. Para minimizar artefatos de movimento deve-se ter um curto tempo de varredura, ajudar a imobilização e posicionamento do paciente, alinhamento da posição inicial do tubo com a direção principal de movimento. Para amenizar os artefatos metálicos, pode utilizar filtros via software, e também a variação da técnica de interpolação, usada para substituir valores fora de faixa no perfil.
- Não é aconselhável usar a inclinação do gantry.
- Reduzir o ruído TC o máximo possível: Ruído é geralmente reduzido aumentando a voltagem do tubo, a corrente ou tempo de varredura, e mantendo todos os outros parâmetros constantes. Reduzindo o tamanho do voxel (para aumentar os detalhes) ou reduzindo a dose, aumenta o ruído porque poucos fótons são absorvidos ou capturados em cada voxel.

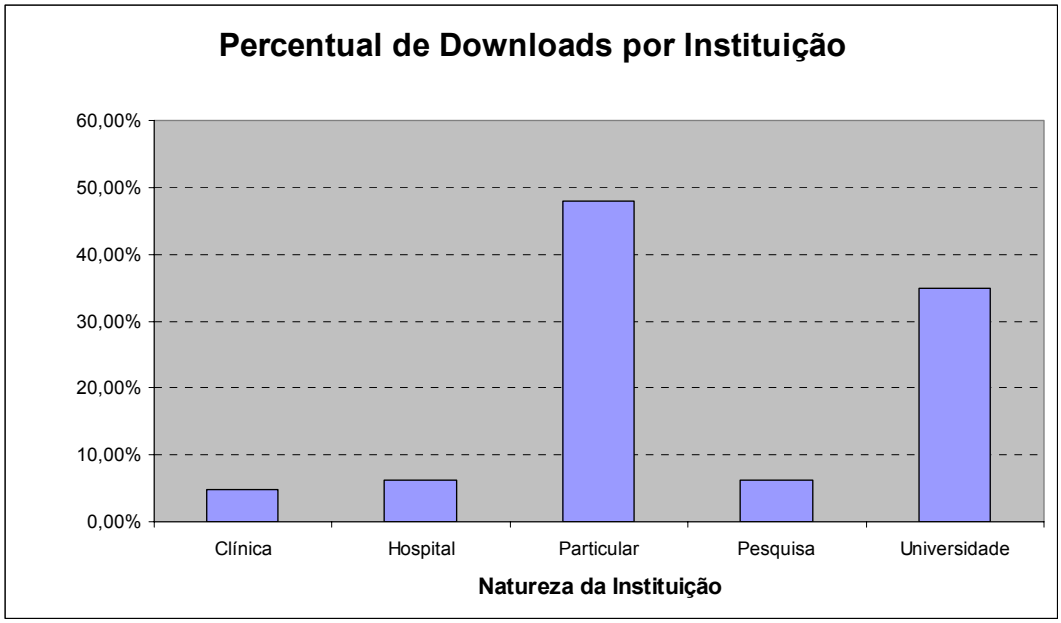
- A corrente do tubo por tempo de varredura (mAs) deve ter um valor um pouco alta para se ter uma boa resolução de contraste e menos ruído. Quem decide o pouco alta é o radiologista através dos compromissos entre as variáveis.
- Utilizar raios X de alta energia ou kV, com curto comprimento de onda. Os raios penetram os materiais com mais facilidade. Há compromissos desse valor com o tamanho do paciente, região de interesse e dose de radiação que o radiologista pode ponderar.

5.6 Download do software *InVesalius*.

Quando do projeto do software, conforme relacionado no capitulo 3, decidiu-se utilizar desenvolvimento cooperativo e software livre, principalmente pela característica do CenPRA – de ser um instituto de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia – e das condições econômicas e culturais da área da saúde – a área de aplicação. Para se obter evidência a curto prazo decidiu-se distribuí-lo pela internet e fornecer um conjunto de casos práticos que eram realizados em paralelo para transmitir aos que tinham acesso pela internet credibilidade no trabalho. O número de *downloads* do software *InVesalius* pela internet até setembro 2005 com inicio em 2004 é mostrado na tabela 5-1. Não estão contabilizados cópias cedidas no CenPRA, em congressos e apresentações em universidades e hospitais.

As instituições computadas no item "particular" são, em sua maioria, clínicas odontológicas onde se pratica a cirurgia buco-maxilo-facial. O dado aponta a importante disseminação do software em odontologia. Indica ainda que esse seja um campo promissor para a expansão do uso da prototipagem rápida.

Tabela 5-1 *Download* de software por área - (em quantidade: Clinica 7, hospital 9, particular 70, pesquisa 9, universidade 51)



Em relação aos hospitais, estes costumam contabilizar apenas uma cópia – numa sala de reuniões, na sala do cirurgião ou no centro cirúrgico. Portanto, o número de cópias não reflete o de usuários da ferramenta – certamente, muito maior. Pretende-se prosseguir com a distribuição de cópias do software, adequando-o conforme as especialidades em que será utilizada. As primeiras tentativas de implementar este projeto devem contemplar as unidades Sobrapar, a PUC-RS e o IOT-USP os contatos já estão adiantados. Outro dado a se destacar é o número absoluto de universidades que fizeram o *download* do software. O *InVesalius* é uma ferramenta versátil, tanto para o uso na prática clínica – como demonstram os *downloads* efetuados por instituições que oferecem assistência – quanto para o uso em pesquisas, provável destino do mesmo nas universidades.

5.7 Questionários de avaliação.

Como parte da investigação dos resultados quanto ao uso do software *InVesalius* e do biomodelo, foi apresentado um questionário aos cirurgiões – dentistas e médicos – para avaliação das vantagens e desvantagens do seu uso preenchido após a cirurgia.

O questionário inicia-se com as informações gerais sobre o caso clínico em estudo – identificação (resguardando-se a identidade do paciente), diagnóstico inicial e conclusivo,

tratamento principal proposto e procedimentos envolvidos. Seguem-se questões sobre as causas clínicas que levaram à necessidade de um modelo de planejamento cirúrgico, assim como os efeitos detalhados do uso do biomodelo no planejamento pré-operatório. Por exemplo, indaga-se se a utilização do modelo no planejamento cirúrgico levou a mudança no planejamento da técnica cirúrgica, se a intervenção foi simulada sobre o modelo, qual teria sido a influência do planejamento cirúrgico sobre a intervenção em si e seus resultados. Vários detalhes referentes à técnica cirúrgica são considerados. Um terceiro tópico trata do próprio procedimento cirúrgico, considerando-se os efeitos decorrentes do uso do biomodelo sobre o tempo de cirurgia, o trabalho da equipe cirúrgica, o quanto o modelo permitiu prever e antecipar a visão da cirurgia, a adequação da precisão do modelo diante da demanda do procedimento cirúrgico. Por fim, os resultados são avaliados levando em conta a influência do uso do modelo em diversos tópicos – cabendo ao cirurgião destacar os resultados que poderiam ser atribuídos especificamente à aplicação do modelo. Outro aspecto avaliado diz respeito aos custos – tanto a participação do modelo no total dos custos do procedimento, quanto a possível redução de custos no caso clínico como um todo. A comunicação entre os integrantes da equipe cirúrgica e médica / cirurgião dentista – paciente também foi considerada. Trata-se de um questionário bastante detalhado, que pode ser encontrado na íntegra no apêndice I desse trabalho.

O questionário foi encaminhado a todos os cirurgiões que realizaram o trabalho com o CenPRA, mais de 400 casos cirúrgico, e pedidos a eles que preenchessem o questionário após a cirurgia; destes, 26 foram respondidos. Uma vez que a maioria das cirurgias ocorreu no sudeste e sul do Brasil – provavelmente pela maior facilidade de acesso ao Cenpra – os resultados encontrados são marcados por esse viés. As respostas ao questionário dependem de condições hospitalares e recursos financeiros e tecnológicos, além das referências nacionais obtidas pelas instituições ao longo do tempo; sabe-se que cada região do Brasil possui níveis diferentes destes fatores. As tabelas com os resultados são apresentadas no apêndice II.

Resultados obtidos

A cirurgia buco-maxilo-facial é a especialidade predominante. Os diagnósticos mais relatados foram: seqüelas cirúrgicas, ameloblastoma, politraumatismo / craniotomia descompressiva, deformidade dentoesqueletal, atrofias, carcinoma espino-celular, fraturas de mandíbula, maxilar e côndilos – não há ordem nesta relação. A complexidade das intervenções deveu-se a: ausência da estrutura a ser reconstituída, necessidade de próteses, alto grau de deformidade apresentada, melhor necessidade de avaliação; estes também foram fatores que justificaram, para os cirurgiões, a necessidade de um planejamento mais detalhado.

Mais de 70% escolheram como primeiro motivo para o uso do biomodelo o aumento da qualidade de diagnóstico; dos que apontaram esse benefício, a maioria já contava com experiência mais extensa nessa técnica, com trabalhos no CenPRA. As razões apontadas secundariamente incluem, em mais de 50% dos casos: aperfeiçoar o planejamento cirúrgico, obter concordância do paciente após informá-lo do diagnóstico, orientação objetiva durante a intervenção, simulação detalhada de uma intervenção ainda no pré-operatório.

Na comparação entre outros meios de visualização e o modelo físico, o resultado é indiscutível – o biomodelo é considerado muito melhor. Na pesquisa, o exame de raios-X é quase sempre utilizado como suplementar ao TC bidimensional.

A redução do tempo cirúrgico é um dos benefícios oferecidos pelo uso do biomodelo. Teve como principais razões o menor tempo dispensado nos ajustes de próteses; a adaptação prévia de implantes; a possibilidade de um planejamento cirúrgico preciso; a utilização direta de placas moldadas; a possibilidade de, através do protótipo, se antever uma lesão com precisão.

Quando o implante foi projetado conjuntamente com o modelo físico, mais de 70% relataram a perfeita precisão do ajuste do implante, uma vez que este é preparado tendo o biomodelo como referência – quando não se usa o biomodelo, nos procedimentos cirúrgicos com o uso das técnicas vigentes, o implante é ajustado durante a própria cirurgia. Em alguns casos nos quais se utilizou de modelos, pequenos desvios com ajustes toleráveis foram relatados. A utilização do modelo para projeto de implantes ainda não está sendo explorada em sua totalidade, muitos fazem os projetos de implantes quando são informados dessa possibilidade. Em outros casos, ainda que informados, os cirurgiões utilizam os meios já conhecidos e tradicionais.

A precisão do modelo e a qualidade da superfície são fatores primordiais para os cirurgiões. Comparado com outras formas de visualização, o uso do modelo teve influência de adequada a grande sobre: precisão do modelo diante da demanda cirúrgica, sentimento de segurança durante a intervenção, precisão e qualidade da ressecção facial, precisão e qualidade da osteotomia. A comunicação com outros médicos foi um fator que quase não se alterou com a utilização do modelo. Para a comunicação com o paciente, contudo, o uso do modelo foi importante, ao tornar muito clara a intervenção proposta e facilitar o consentimento do paciente para a mesma.

Os resultados mais importantes atribuídos à aplicação de biomodelos foram:

1- Modelo de planejamento cirúrgico, em relação à melhora na qualidade da reconstrução, principalmente com relação ao planejamento, precisão, diagnóstico, fácil adaptação do implante, posicionamento correto da osteotomia, visão pré-operatória com precisão diagnóstica.
2- Diminuição do tempo de cirurgia, obtida com a moldagem de enxerto ou implantes com uso transoperatório, adaptação mais exata, avaliação da extensão da lesão e relação com estruturas adjacentes, escolha do sitio de emergência dos intermediários dos implantes, precisão da reconstrução, relação fiel da prótese na instalação transcirurgica.
3 - Melhor planejamento, segurança, contorno da calota, melhor adaptação da placa reconstrutiva do material síntese, melhor estabilidade da prótese obturadora.

A comparação do modelo com outras formas de visualização para o problema, certificação, detecção, localização e diagnostico, na média foi superior. Quanto ao diagnostico, este valor ficou na média, não houve muitas alterações. Na escala de valores de atributos para decisão de uso do modelo precisão/confiabilidade, foi o mais importante, e transparência e cor o de menor importância.

Quem deveria pagar pelo modelo deveria ser o convenio ou o hospital. Uns poucos acharam que o paciente deveria arcar com as despesas. O exame de raios-X é o principal ou o complemento da tomografia computadorizada, 2D e 3D.

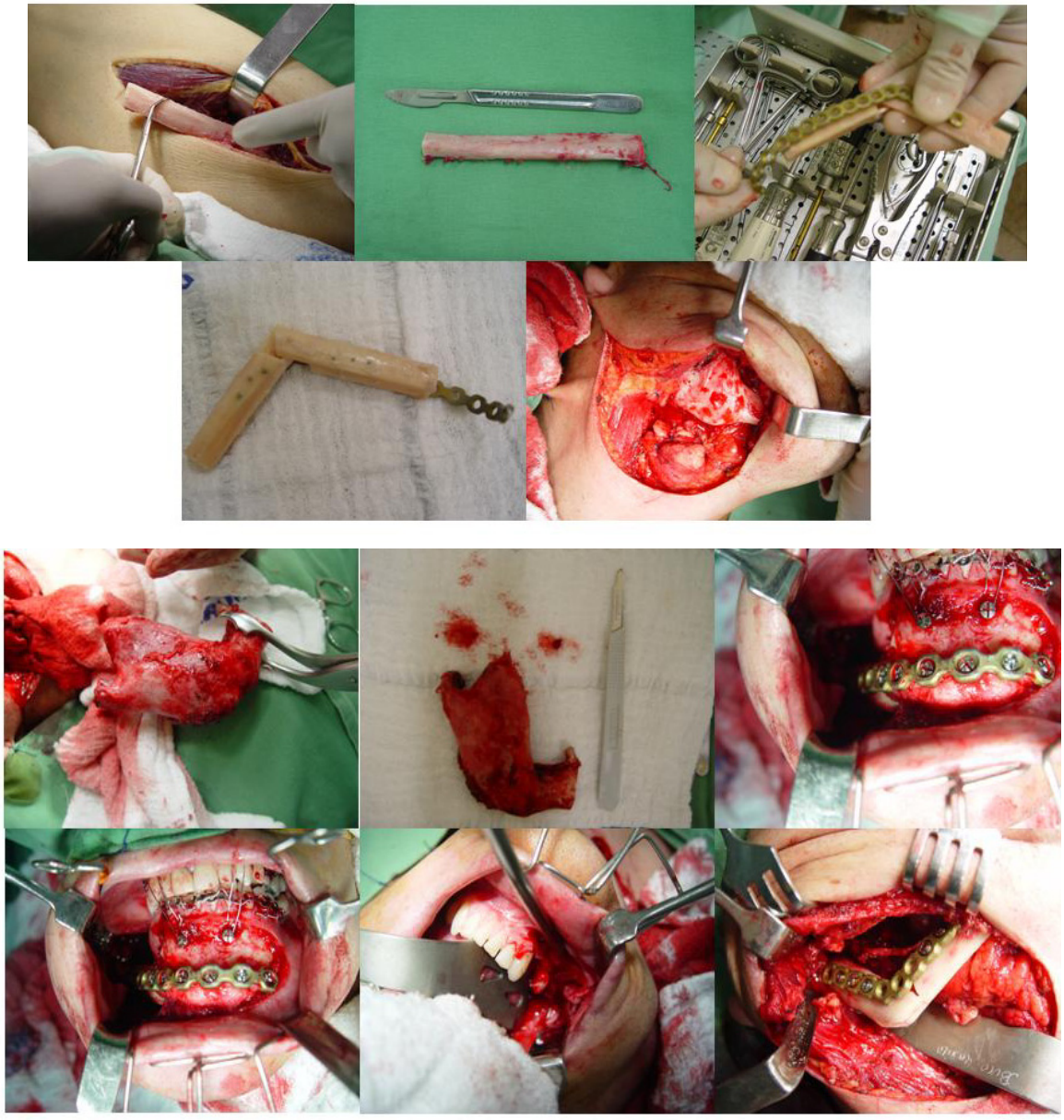
5.8 Planejamento cirúrgico

O planejamento cirúrgico é o ultimo passo – uma outra forma de avaliação e validação pratica experimental – deste fluxo de procedimentos que vai dos critérios de aquisição de imagens tomográficas de acordo com o protocolo proposto, a reconstrução 3D no software *InVesalius* e a prototipagem do biomodelo. Aqui o cirurgião mostrou os benefícios do biomodelo.

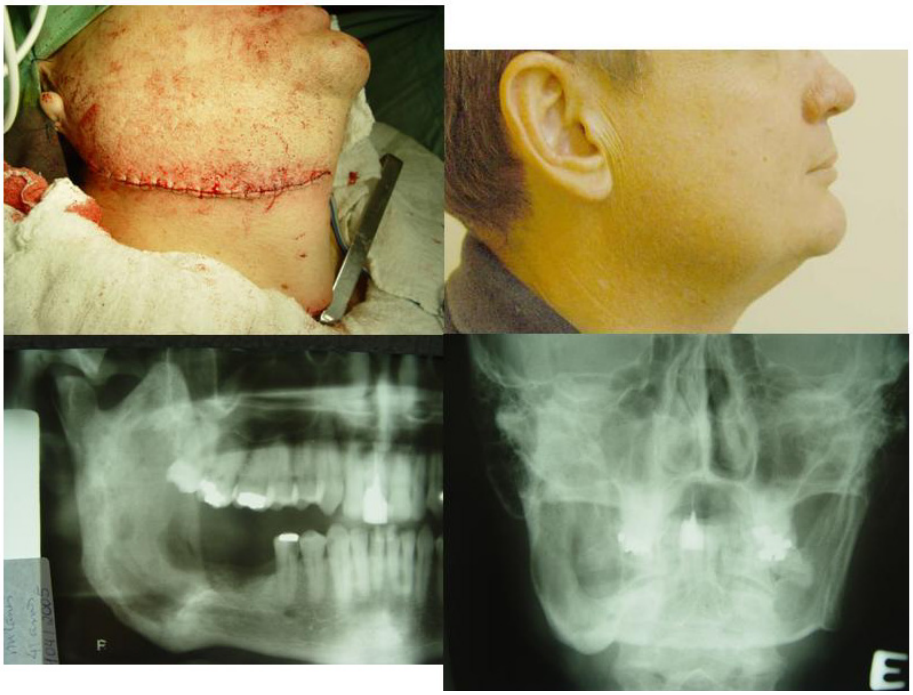
São apresentados alguns casos de planejamento cirúrgicos realizados de 2003 a 2005, onde são citados somente os cirurgiões responsáveis. Há uma ordem nas figuras – da superior esquerda para a direita. Do planejamento realizado pelos cirurgiões somente algumas imagens são mostradas aqui. Ilustram-se casos de moldes, próteses e moldagens de peças de titânio e de acrílico cirúrgico nos biomodelos.



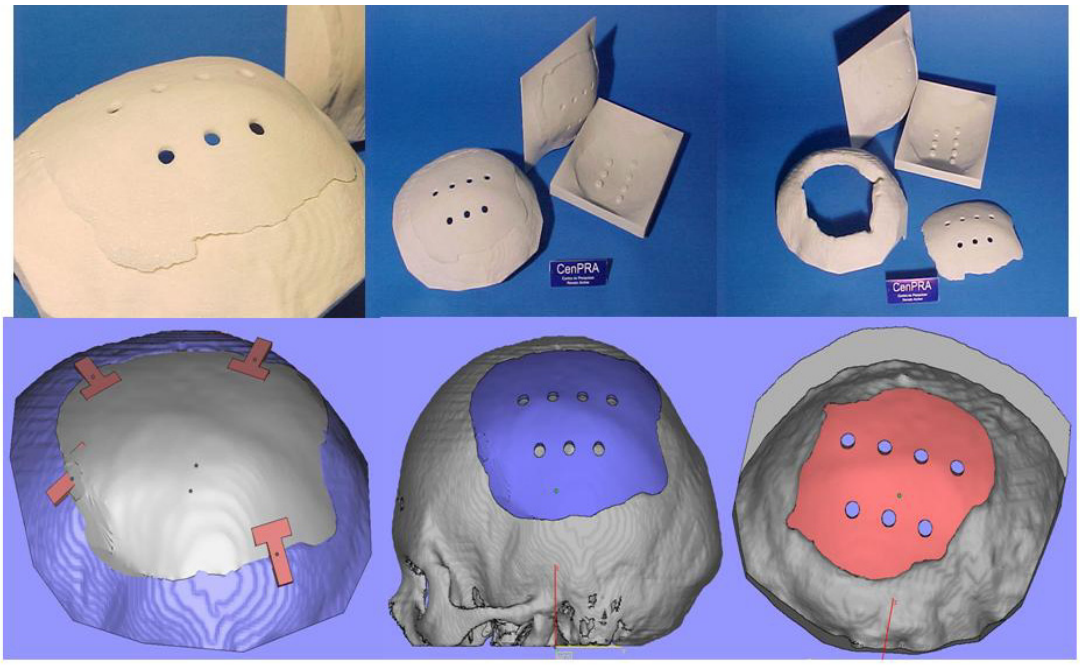
Dr. Paulo Afonso Oliveira Junior



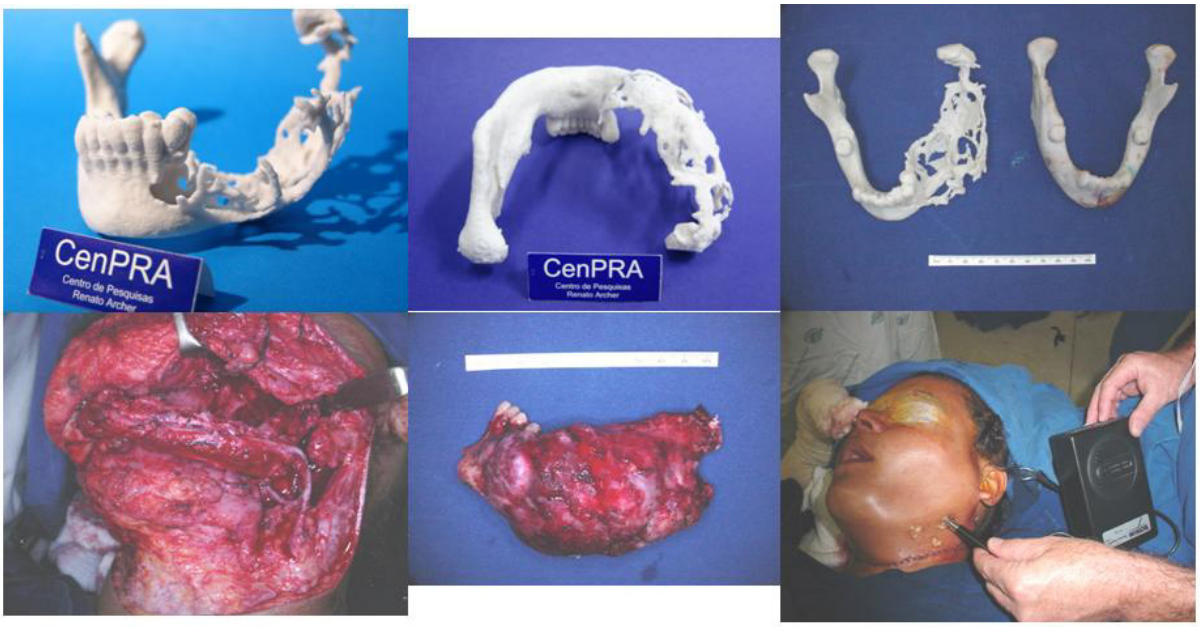
Dr. Paulo Afonso Oliveira Junior.



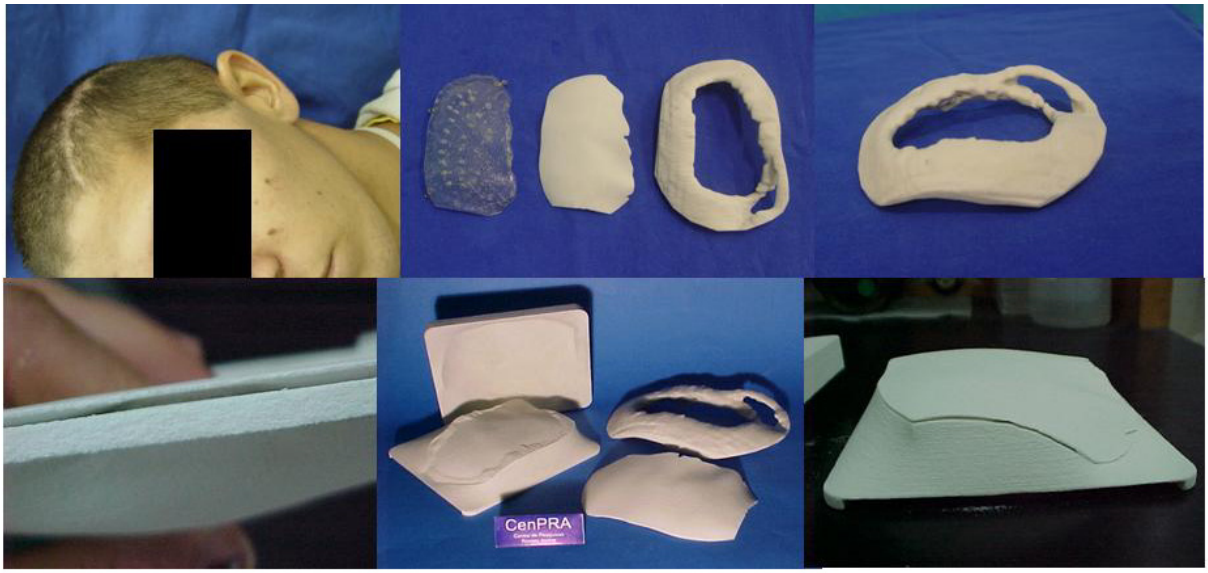
Dr. Paulo Afonso de Oliveira



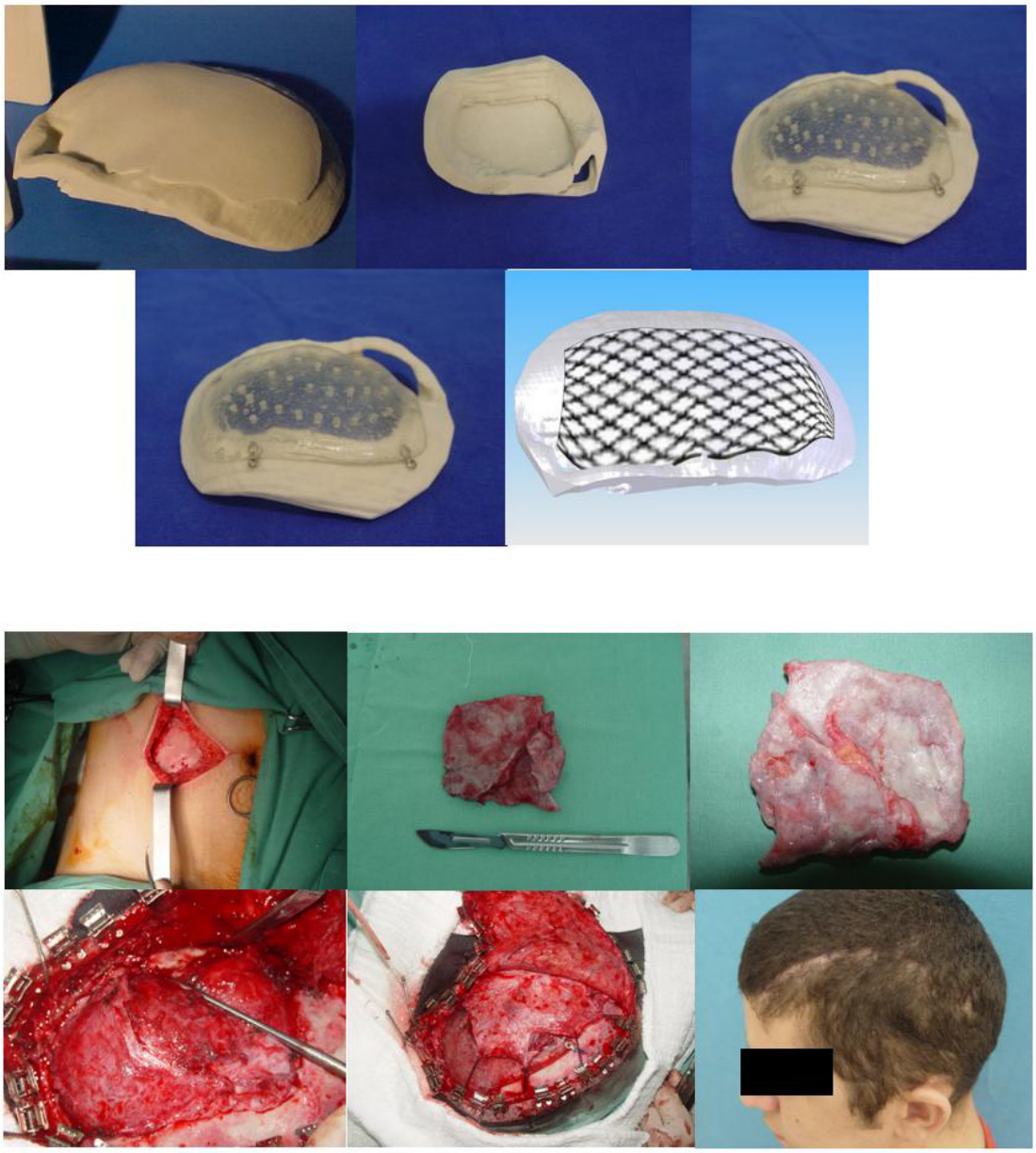
Dr. Carlos Melro – Planejamento de prótese e molde.



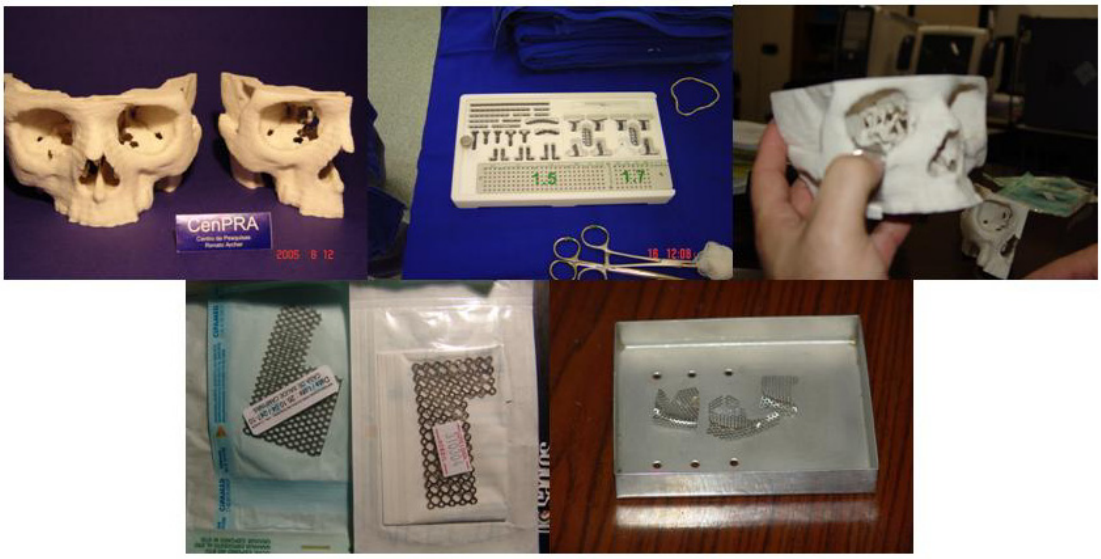
Caso apresentado pelo Dr. Eduardo Sannomiya.



Caso apresentado pelo Dr. Eduardo Sannomiya



Caso apresentado pelo Dr. Eduardo Sannomiya

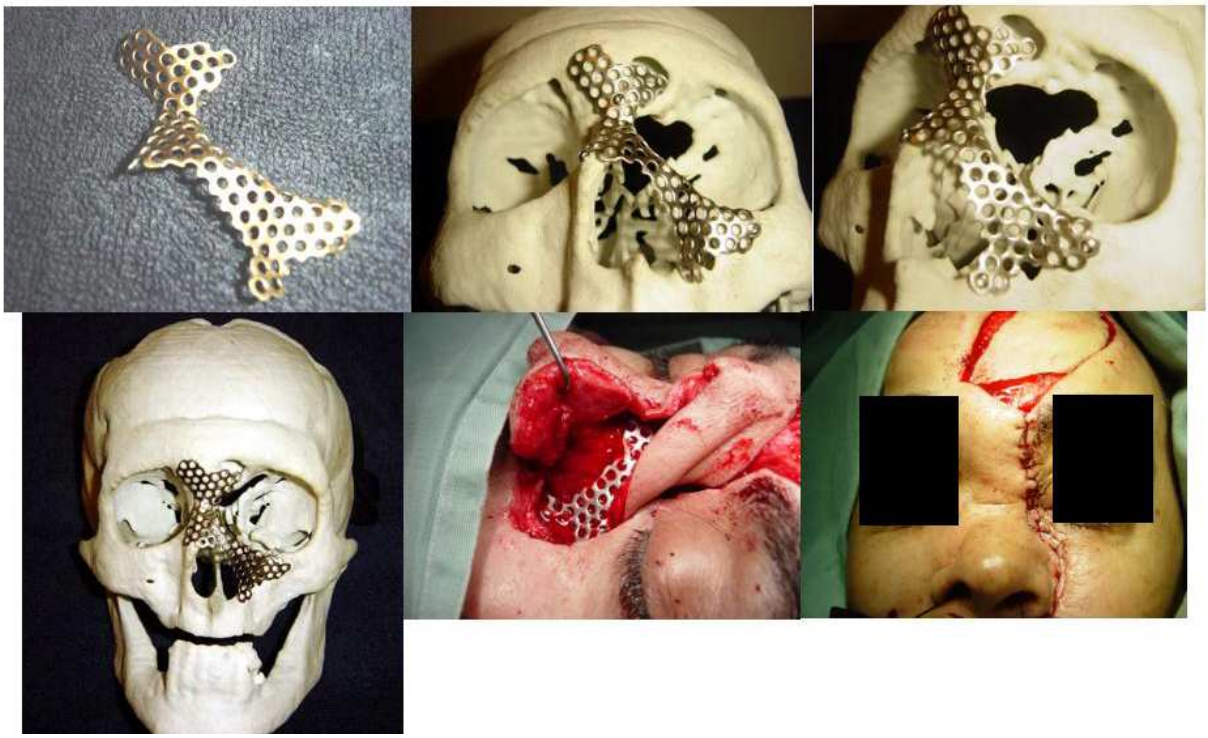




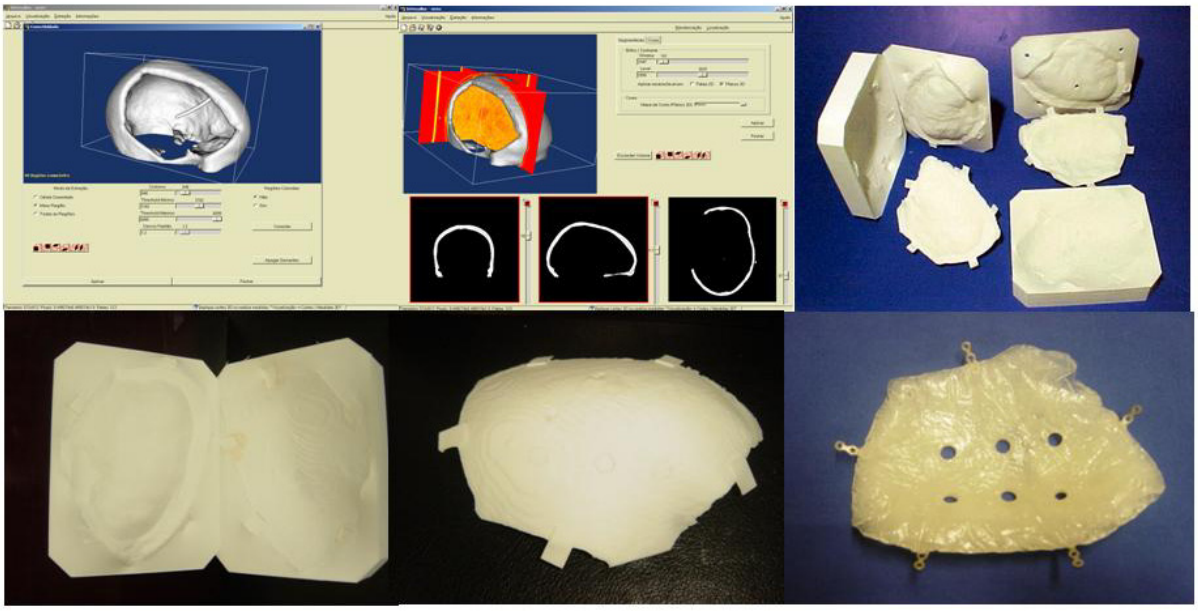
Caso apresentado pelo Dr. Wagner Ribeiro.



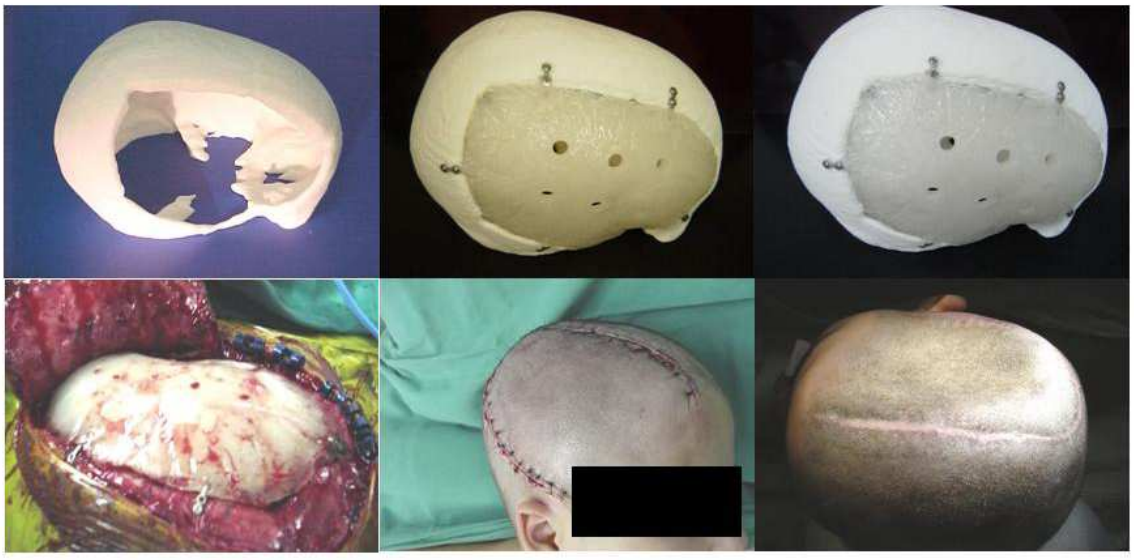
Caso apresentado pelo Dr. César Bertonha



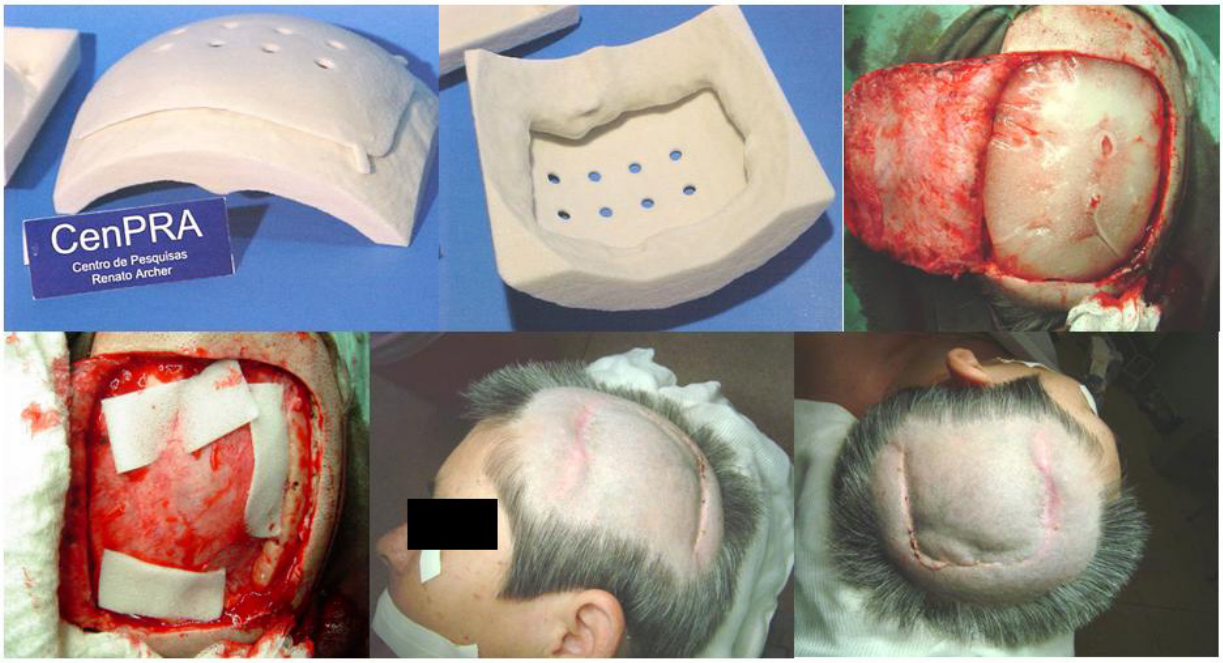
Dr. Higino Steck



Caso apresentado pelo Dr. Carlos Melro



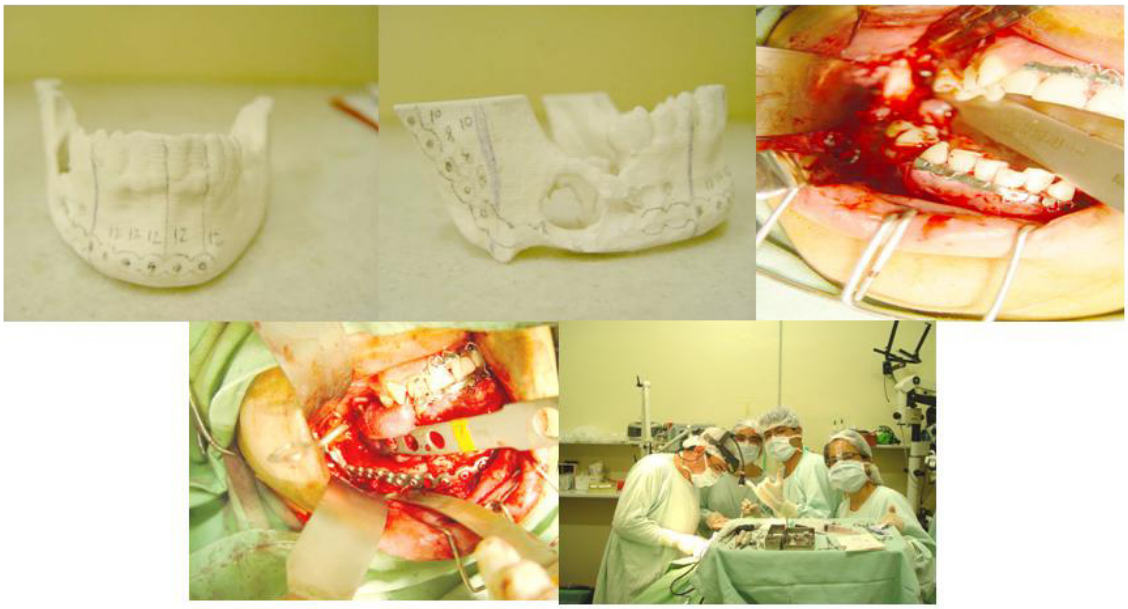
Caso apresentado pelo Dr. Carlos Melro



Caso apresentado pelo Dr. Carlos Melro



Caso apresentado pelo Dr. Paulo Afonso de Oliveira Junior



Caso apresentado pelo Dr. Paulo Afonso de Oliveira Junior



Dr. Paulo Afonso de Oliveira Junior

Capítulo 6

Conclusões e Sugestões para os Próximos Trabalhos

6.1 Introdução

Os avanços em imagens médicas, desde 1970, têm aberto fronteiras enormes para o diagnóstico clínico. O computador, a tecnologia radiográfica digital e as técnicas de imagem expandiram significativamente as possibilidades para uma visualização precisa, quantitativa e não invasiva, fornecendo uma medida exata da morfologia e da função intracorporal. Os métodos de visualização e imagem 3D têm melhorado com os modernos equipamentos de imagem, estabelecendo-os como o método da escolha em muitos exames clínicos. Procedimentos diagnósticos e terapêuticos previamente rotineiros foram substituídos, ou significativamente complementados. A evolução contínua da imagem e visualização 3D promete ampliar a exploração científica e incrementar as investigações biológicas quantitativas, sempre com o objetivo de aumentar a compreensão da condição humana e aprimorar as possibilidades de intervenção, quando estas se fazem necessárias (*Robb, 2000*).

A taxa da evolução e a aceitação de sistemas biomédicos de imagem 3D serão cada vez mais dependentes de sua efetividade, adequação e amplitude – tanto nos pacotes de software como nas interfaces com o usuário. Em curto prazo esses sistemas devem vir a ser cuidadosamente ajustados às necessidades específicas dos usuários a que se destinem. Todavia, há espaço também para o desenvolvimento de uma interface mais geral, que atenda a múltiplas aplicações e venha a facilitar extremamente a distribuição e o compartilhamento de recursos de saúde, resultando em economias significativas em custos (*Robb, 2000*).

A transição para se trabalhar com volumes tridimensionais – em lugar de imagens bidimensionais – é um grande passo. Os médicos têm anos de experiência no uso de imagens baseadas em chapas radiográficas e, portanto, possuem uma referência profundamente arraigada nas imagens bidimensionais para seu raciocínio clínico. Em TC e RM atuais, modernos, as estações de trabalho permitem manusear um volume tridimensional de qualquer parte do corpo humano com uma beleza e precisões cinematográficas e, ainda, com a rapidez essencial ao campo da saúde. Entretanto, faltam aos hospitais os sistemas PACS, rede de comunicação de dados de paciente e de imagens. Esta é uma tecnologia cara, ainda complexa e praticamente inexistente no Brasil. A falta desta impossibilita às equipes médicas, que estão fora da radiologia, manusear e trabalhar de uma forma rotineira e dinâmica com o volume tridimensional de um paciente específico. Claro que muitas informações são discutidas entre os radiologistas e os médicos de outras especialidades, mas ainda falta estabelecer uma dinâmica de trabalho – de forma habitual, para uma análise detalhada, discutida, e repassada tantas vezes quanto se faça necessário. Em relação à cirurgia, este foco está sendo mudado por softwares de análise de imagens 3D, como o *InVesalius*, apresentado nesse trabalho.

6.2 Experiência

Ao longo do trabalho de implementação do software *InVesalius* e de confecção de biomodelos, estabeleceu-se uma interlocução com os radiologistas e cirurgiões extremamente rica. Os melhores caminhos e as alternativas possíveis para se chegar ao objetivo comum – o da obtenção de uma imagem tridimensional de alta qualidade e clinicamente útil – foram longamente debatidos. A fidelidade da representação da complexa estrutura anatômica pelos biomodelos continua sendo um ponto muito discutido, e a melhora dependeu em muito do retorno da opinião dos médicos. A qualidade da superfície, cor e rigidez dos biomodelos também foram adequadas de acordo com a aplicação que o cirurgião desejava. Muitas destas conclusões são também respaldadas pelas respostas fornecidas pelos médicos ao questionário apresentado a eles. Como resultado, após mais de quatrocentos casos operados, destacam-se alguns pontos:

6.2.1 Modelos médicos físicos

Os modelos físicos melhoram a visualização das estruturas anatômicas e suas alterações morfológicas, decorrentes de patologias como traumas, tumores e infecções e propicia uma oportunidade de tratamento e de treinamento prévio para o procedimento que é específico para cada paciente. Uma vez que o emprego do modelo físico pode contribuir para uma intervenção mais rápida – pois se pode fazer o planejamento cirúrgico antes da entrada na sala de operação – a redução do tempo de cirurgia pode ser significante. Com isso, os riscos envolvidos num determinado procedimento médico diminuem em muito – por exemplo, se a cirurgia é mais rápida, o sangramento é menor, o uso de anestésicos pode ser reduzido, o paciente fica menos exposto à infecção, diminui o trauma cirúrgico. Em conseqüência, o desconforto para o paciente é atenuado e sua recuperação, favorecida.

Detalhes dos procedimentos cirúrgicos, tais como linhas de incisão, furos para fixação de próteses, posicionamento de placas, locais de suturas, podem ser praticados no modelo físico. Podem ser obtidos encaixes precisos para os implantes (*Popat 1998*), moldados no modelo e fabricados em material biocompativel. A utilização de PR para fabricação de modelos médicos reduz de forma efetiva os custos envolvidos no diagnóstico, planejamento e realização de procedimentos cirúrgicos. Isso, evidentemente, é dependente da complexidade da cirurgia. O modelo é um objeto útil para a comunicação entre diferentes especialistas. Os modelos são de manejo simples, não requerem conhecimento especial ou um equipamento para utilizá-lo.

Melhoria dos modelos médicos físicos:

Qualidade, precisão e segurança:

A precisão é um conceito que se torna relativo quando interligado ao objetivo da aplicação; em muitas situações um modelo, ainda que não seja inteiramente preciso, traz contribuições igualmente relevantes. Como os modelos são requeridos para aumentar a segurança de uma cirurgia e melhorar a qualidade dos serviços médicos, devem ser confiáveis e possuir alto nível de qualidade e precisão para que sejam validados. No que diz respeito à precisão, os aspectos mais importantes são as escolhas dos protocolos de digitalização para TC e RM; e a segmentação do conjunto de dados.

Perspectivas com relação a custos:

Para cada caso, modelos podem possuir um custo compensador. Inicialmente, modelos médicos físicos parecem ser muito caros. Entretanto, ao se considerar os benefícios decorrentes de seu uso para os cirurgiões e seus pacientes como, por exemplo, aumentar o entendimento do procedimento total, ajudar no diagnóstico, aperfeiçoar o planejamento de tal maneira, que nenhuma intervenção adicional venha a ser necessária, entre outras, esta relação custo/beneficio pode compensar. A compreensão das vantagens do uso de modelos médicos físicos para cirurgias complexas aumentaria o número de modelos fabricados, o que possivelmente diminuiria seu custeio (*Popat, 1998*). Após o uso ao qual sua produção foi destinada, os modelos podem ser usados para educação e treinamento. O custo final considerará a soma de todos os dividendos dos benefícios obtidos.

A fabricação de um modelo aqui no Brasil ainda é cara, inicialmente por ser este, no momento, um trabalho experimental, investigativo. O número de fornecedores de serviços é reduzido, os custos de manutenção da máquina de PR e a matéria-prima são elevados; o pessoal especializado atualmente é limitado. Entretanto, esforços têm sido realizados para diminuir os custos e tornar a demanda maior.

Otimização do fluxo de produção:

O fluxo de produção corrente consiste em um número de passos antes que o modelo seja fabricado, entregue e empregado pelos cirurgiões. O andamento é complicado, consome tempo e causa aumento nos custos para os hospitais, comparado a rotina clínica atual.

Nesse trabalho defende-se a idéia de que os cirurgiões, o hospital, a clínica radiológica (ou o próprio setor de radiologia do hospital trabalhem, cada um na sua especialidade, integrados a um centro de produção CAD/PR, juntando esforços e criando metodologias de cooperação tecnológica e comercial para um bem comum. A aquisição de dados no setor de radiologia, a distribuição destes para o local de trabalho do cirurgião para que ele análise e segmente a estrutura de interesse final é um fluxo que é desejável que seja realizado no ambiente médico. Com o modelo virtual tridimensional obtido, esse arquivo seria enviado via Internet para um

centro de produção de prototipagem rápida. A máquina de prototipagem rápida, localizada fora do ambiente hospitalar, fabricaria o modelo físico).

De modo a obter fluxo mais eficiente, otimizar custos e expandir conhecimento especializado, sugere-se que a produção do modelo esteja no centro especializado CAD e de PR para o desenvolvimento de produtos. Atualmente, as máquinas de PR e sua matéria prima são produtos caros, assim como a operação e manutenção dos equipamentos, pois exigem profissionais técnicos treinados. Além do mais, utilizam materiais tóxicos e substâncias químicas que devem ser retiradas dos modelos, antes destes serem enviados para o hospital. Tudo isto pode desviar os usuários de seu fim especializado de assistência à saúde para um fim técnico que não é seu objetivo.

Obstáculos:

Questões relacionadas ao custo do modelo foram já suficientemente debatidas. Quando se usa um modelo pré operativamente podem ser feitos nos biomodelos cortes, furos, moldagem de placas. Se algo for feito de maneira incorreta, corre-se o risco de se destruir ou inviabilizar um modelo, a ponto de ter que fabricar outro. Aqui as funções "desfazer e refazer" não se aplicam.

À medida que a produção de modelos cresça, seu destino deverá ser considerado. Após o uso inicial, os modelos podem ser úteis em palestras, aulas e no treinamento de residentes. Problemas de armazenagem podem ser minimizados pela seleção criteriosa dos casos que devem requerer um modelo físico.

6.2.2 Modelos médicos virtuais

Visualização de volumes em medicina:

Até recentemente, cirurgiões e radiologistas só tinham a opção de elaborar mentalmente uma visualização de um volume tridimensional, a partir das imagens bidimensionais com as quais podiam contar – procedimento que aprenderam e se acostumaram a exercer em suas práticas. O trabalho com volumes tridimensionais no ambiente médico é uma conquista relativamente nova. Os modelos tridimensionais sabidamente produzem uma visão mais realista da anatomia do

paciente, favorecendo o processo de diagnóstico e a escolha da conduta (*Fishman, 2003*).

Este é um processo que a estação de trabalho do TC e o computador na sala do cirurgião agora realizam – reconstrói volumes automaticamente, mostra-os de diversas formas. A imagem de volume, tridimensional, facilita a percepção de anormalidades ou desvios nas estruturas do paciente, não demandam tanto as inferências subjetivas da equipe médica. Outro aspecto positivo a se ressaltar no uso do modelo médico virtual é o caráter não invasivo dessa técnica.

Processo de segmentação:

É necessária a introdução de algoritmos de segmentação mais robustos para distinguir e separar estruturas ósseas finas e tecidos moles. Se a segmentação é feita por thresholding, a escolha dos valores mínimo e máximo é essencial para separar a região de interesse. Com um valor baixo de threshold pode-se produzir biomodelos imprecisos. Altos valores, entretanto, fazem com que as estruturas finas não sejam reproduzidas (*Erben, 2002*).

Microcomputadores de trabalho:

A introdução de modelos médicos virtuais encontra certa resistência entre os cirurgiões. Ela não tem sido considerada como parte do dia-a-dia de sua prática e certamente gerará mudanças fundamentais no fluxo de trabalho (*Fishman, 2003*). Para uma larga aceitação por parte da equipe médica, os computadores pessoais de trabalho devem ter procedimentos simples, de modo a permitir ao cirurgião trabalhar com a interface gráfica 3D mesmo sem nenhum conhecimento técnico. Os softwares utilizados no tratamento de imagens devem poder operar em máquinas simples e usuais, sem nenhuma adaptação.

Interação com o usuário:

Na forma como os modelos 3D são utilizados, é necessário um rendering mais rápido e uma visualização funcional quase em tempo real. A interação dos cirurgiões com um modelo deve ser acompanhada por um dispositivo que facilite a interação com a imagem. Os dados de entrada e saída e sua análise têm de ser absolutamente correlacionados; o fluxo de trabalho precisa conter processos suficientemente rápidos para satisfazer o usuário, mostrar-lhe que o volume tridimensional tem validade – senão, o modelo não será utilizado.

Desenvolvimento de novos programas aplicativos:

Dados de tecidos moles são necessários para aumentar a exatidão da simulação cirúrgica. Atualmente a maioria dos modelos anatômicos é baseada em dados de estruturas ósseas. Futuramente, o usuário deverá poder apresentar exames e planejamentos incluindo nestes também os tecidos moles.

Questões sobre a inter-relação entre tecnologia e medicina:

- O modelo médico virtual não vai substituir o diagnóstico da radiologia, necessário e único, (diagnostico de imagem é de única responsabilidade do radiologista) assim como o modelo médico físico não tomará o lugar do virtual. Todas estas são ferramentas complementares e interdependentes, que fornecem elementos suplementares para o diagnóstico. São as necessidades que impulsionam a evolução tecnológica e o fazem de forma gradual, passo a passo.
- Os algoritmos utilizados para visualizar o tecido, isolar os órgãos específicos dentro de um volume, obter múltiplas visões de um órgão e analisar todos esses dados e ao mesmo tempo, obter uma imagem renderizada de alta qualidade, com informações de profundidade (*Stytz, 1991*) não são únicos para a imagem médica tridimensional. Seu uso em medicina adiciona esforços computacionais complicados e de alto custo.
- A expansão do uso dessas tecnologias, por outro lado, deverá trazer avanços também no campo da medicina e da odontologia. Uma seleção criteriosa dos pacientes para os quais será construído um modelo físico deverá dar origem a um protocolo de encaminhamento e atuação, de acordo com cada especialidade. Novos procedimentos e novas técnicas cirúrgicas podem vir a ser concebidos, dadas às inúmeras informações acrescentadas pelos modelos, virtual e físico.

Disseminação do conhecimento

A implantação do conhecimento trazido pelas novas tecnologias só terá sucesso se estas se adaptarem à natureza do trabalho médico e estiverem preparadas para potencializar a melhoria contínua dos processos de diagnóstico, planejamento e simulação. A tecnologia de imagem médica 3D e da PR compõem um novo conjunto de conhecimentos; por conseguinte, sua

geração, assimilação e utilização constituem um processo de aprendizagem e transferência de conhecimento entre os diferentes atores – radiologistas, médicos, engenheiros de imagem e técnicos de prototipagem. Este processo de mudança tecnológica tem que ser considerado como o de uma transformação cultural continuada, tão ampla quanto o for, para a área médica envolvida, a absorção dessa transformação tecnológica.

Depois de desenvolvida a nova tecnologia – na figura principal do software *InVesalius* – e ter seu funcionamento tecnicamente demonstrado através de sua utilização em centenas de casos clínicos, já se colhem os resultados de sua crescente divulgação. Trata-se de um conhecimento transferível, com potencial repercussão no âmbito social, e que tem atendido a grande parte das necessidades dos usuários. Sua efetiva exploração ainda depende de uma estrutura que envolve procedimentos, recursos humanos, materiais e financeiros adequados e suficientes.

A inovação tecnológica é, ao mesmo tempo, um processo cumulativo e interativo. É cumulativo porque incorpora conhecimentos prévios, historicamente adquiridos, principalmente pelo conhecimento dos desenvolvimentos e da base consolidada do VTK e ITK, que servem de base à introdução da nova tecnologia. É um processo interativo pela participação sistêmica de múltiplos atores/instituições com funções diferenciadas. Nesse trabalho, trocas e influências recíprocas foram essenciais para o seu desenvolvimento, principalmente as que envolveram os cirurgiões, os radiologistas e, por fim, os técnicos de prototipagem.

O processo de inovação está intimamente ligado à geração de idéias, que por sua vez desencadeiam a produção de novas idéias – o desenvolvimento do *InVesalius* partiu do conhecimento de visão computacional, processamento de sinais, CAD e prototipagem rápida. Todavia, a inovação é mais do que criar uma idéia – é, também, colocá-la em uso. O conhecimento novo deve poder constituir-se em uma atividade que, posteriormente, venha a gerar um benefício social, que transcenda até mesmo os objetivos inicialmente estimados pelo próprio pesquisador.

As idéias são bens não-rivais e, quando não exclusivas, estão disponíveis a todos. No mundo atual, com o avanço tecnológico na área de comunicação, o conhecimento mundial de

uma idéia é quase instantâneo - este trabalho foi desenvolvido juntamente com grupos de desenvolvedores de software livre pela internet VTK e ITK. O fato de que parcelas significativas da sociedade continuem à margem dos últimos avanços tecnológicos pode ser explicado, em grande medida, pela falta de capacitação em absorver as inovações. Ou seja, antes mesmo de aprender a criar idéias, precisa-se aprender a usá-las. A tecnologia pode ser transferida, mas a habilidade para empregá-la efetivamente, não. Esta só pode ser adquirida com esforço tecnológico doméstico, próprio. A capacitação para usar idéias e, posteriormente, produzir e transferir idéias envolve investimentos – tanto em recursos humanos quanto físicos. A idéia é um insumo de idéias. "Ninguém está preparado para nada, para o que não conhece. É o exercício da utilização que desenvolve a capacidade de aproveitar um sistema novo". Esta disseminação de idéias, de tornar possível o uso pratica desta idéia, é um dos maiores bens que este trabalho está obtendo. Na figura 6-1 está representado todo o fluxo de procedimentos que este trabalho discutiu.

6.3 Trabalhos Futuros

Dentre os desenvolvimentos futuros, podem-se destacar: a tecnologia de realidade aumentada; softwares para análise de ressonância magnética funcional do cérebro; modelagem cardiovascular; saída de dados em outros formatos além do STL para entrada em software CAD; disponibilidade de saída de dados mais adequada do software *InVesalius* para software de análise de elementos finitos para estudo de características mecânicas de estruturas ósseas e algoritmos para segmentação para tecidos moles. Outro grande campo de pesquisa é a prototipagem rápida na engenharia de tecidos. O conjunto de métodos de segmentação provido pelo *InVesalius* atende perfeitamente aos requisitos da área de buco-maxilo-facial atual. Apesar disso, já se pode prever para um futuro próximo outros tipos de segmentação. É mais fácil visualizar estruturas e informações em imagens coloridas do que em níveis de cinza.

Em relação à segmentação, a multiespectral é um campo para análise. Ao separar os componentes coloridos azul, vermelho e verde da imagem, aplicando um limiar em cada componente e combinando-os com filtros morfológicos, obtém-se uma imagem binária, segmentada em estruturas mais sensíveis e normalmente mais difíceis de visualizar. Esta

segmentação multiespectral não tem somente a cor como informação. Com somente uma componente, imagens adicionais podem ser criadas a partir de informação espacial utilizando filtros espaciais e, combinadas com a imagem original, obtém-se a segmentação desejada.

Estruturas anatômicas relevantes ou detalhes do planejamento cirúrgico podem ser visualizados diretamente como uma projeção sobre o paciente, ou virtualmente, através da imagem espelhada dentro de um painel 3D. Dispositivos para visualização, tal como displays de cabeça (HMD), já são disponíveis para uso militar. Contudo para uso médico, especialmente em cirurgia, estes devem ser modificados (*Hassfeld, 2001*). Com o software *InVesalius*, as imagens 3D podem ser projetadas em estéreo, com projetores e telas apropriados, simulando um ambiente estéreo virtual. As técnicas de realidade aumentada facilitarão ainda mais o uso interativo de imagens diagnósticas no planejamento cirúrgico. Imagens 3D serão integradas aos centros cirúrgicos, tornando-se disponíveis também no intra-operatório. O CenPra já dispõe de alguns dispositivos para simulação virtual, e algumas especificações para esse tipo de sistema já estão em desenvolvimento.

Em curto prazo, o processamento das informações será o campo de maior avanço na tomografia e ressonância aplicadas à pesquisa morfológica, superando o da aquisição de dados. Fatores que direcionam a isso incluem as oportunidades criadas pela crescente potência dos computadores pessoais; a demanda por técnicas de renderização 3D pela indústria de filmes e produtos de imagens; assim como as aplicações médicas avançadas, tais como simulação cirúrgica e endoscopia virtual. Os softwares de renderização 3D estão cada vez mais rápidos fáceis de utilizar e menos caros.

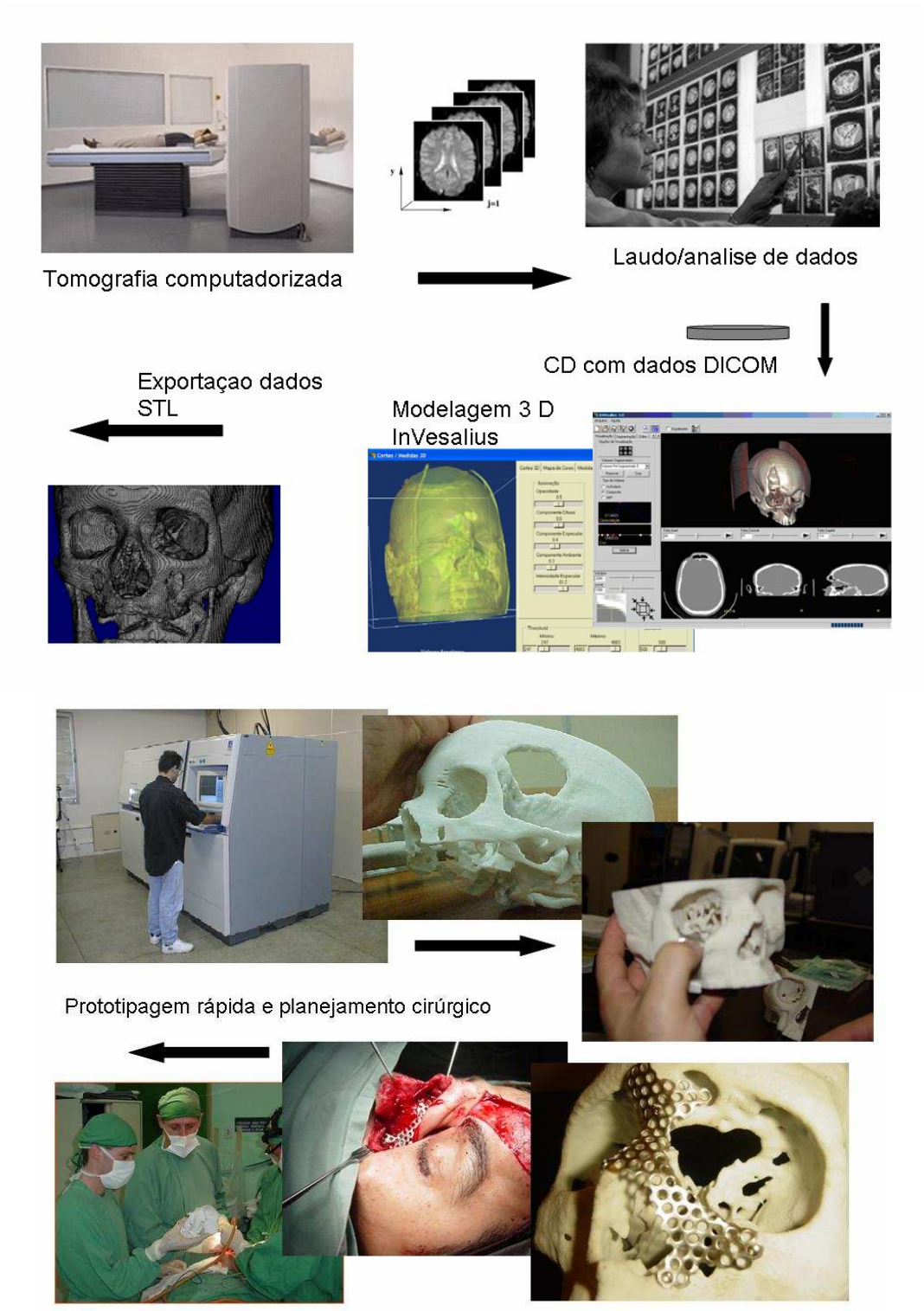


Figura 6-1 Fluxo de procedimentos de reconstrução 3D e PR.

Prototipagem rápida na engenharia de tecidos

A engenharia de tecidos tem como objetivo criar um produto substituto ao tecido humano, de natureza biológica e específica para cada paciente, de modo a evitar uma série de limitações nos tratamentos clínicos atualmente existentes para órgãos ou tecidos lesionados. O principal método regenerativo na engenharia de tecidos envolve o transplante de células dentro de scaffolds. Estes tentam imitar a função de uma matriz extracelular natural, fornecendo um *template* temporário para o crescimento do tecido requerido. Os *scaffolds* teriam uma arquitetura razoável e a robustez necessária à sua função. Este é um campo interdisciplinar, que aplica as técnicas desenvolvidas pela engenharia e conhecimentos provenientes das ciências médicas para desenvolver substitutos biológicos, que recuperem, mantenham ou melhorem as funções do tecido (*Yeong 2004*).

As principais funções do *scaffold* são: servir como um substrato de adesão para as células, facilitando sua localização e distribuição quando estas são implantadas; fornecer um suporte mecânico temporário para o crescimento do novo tecido, definindo e mantendo uma estrutura 3D; guiar o desenvolvimento de novos tecidos de forma adequada à sua função. Para alcançar determinado sucesso, o *scaffold* deve ter: macroestrutura razoável, para promover a proliferação de células e a produção de uma matriz específica de células; geometria de poros abertos, com superfície altamente porosa e microestrutura que torne possível o crescimento interno das células; ótimo tamanho dos poros empregados, de forma a estimular a regeneração do tecido e evitar a oclusão de poros; morfologia de superfície adequada e propriedades físico-químicas que incrementem a sinalização e recrutamento de células; e, por fim, ser feito de um material não tóxico e com uma taxa previsível de degradação. A prototipagem rápida apresenta-se como uma das possibilidades para a produção de *scaffolds* (*Yeong, 2004*).

Método de fabricação direta de prototipagem rápida

O profundo conhecimento da fisiologia celular e o domínio dos processos de comunicação intercelular permitem o desenvolvimento de estratégias para a cultura de células animais e vegetais, bem como a construção e reparo de tecidos e órgãos. Acredita-se ainda que o domínio das técnicas envolvidas no trabalho com as células-tronco (embrionárias ou somáticas)

impulsionará ainda mais a área interdisciplinar conhecida como engenharia de tecidos. A engenharia de tecidos é ao mesmo tempo uma especialidade médica e de engenharia, e requer profissionais altamente gabaritados para o seu desenvolvimento e aplicação.

Sistemas tais como FDM, 3DP e SLS mostraram-se aptos a produzir estruturas porosas, para o uso em engenharia de tecidos. As técnicas de fabricação do *scaffold* para o tecido são categorizadas pela virtude da modalidade de montagem em um dos dois processos: a técnica da ligação da partícula e a técnica de deposição fusão - dissolução (*Yeong, 2004*). Este trabalho pretende contar com apoio acadêmico como a Unicamp - DEMA e de outras instituições de pesquisa do MCT num trabalho em conjunto com o CenPRA – Divisão de Desenvolvimento de Produtos, além de alguns médicos e biólogos já contatados.

Referências Bibliográficas

3DSystems (2004). "Stereolithography (SLA) - 3Dsystems." www.3dsystems.com, último acesso 2004.

3DViewnix (2004). "3Dviewnix Software." http://www.mpg.upenn.edu/~Vnews/3dviewnix_ftp.html - Último acesso 2004.

Accusoft (2004). "Accusoft Medical Products - Advanced Dicom Solutions." www.accusoft.com/dicom último acesso 2004.

Adalsteinsson, D., and Sethian, J.A. (1995). "A Fast Level Set Method for Propagating Interfaces." J. Comp. Physics 118: pp.269-277.

Almeida, A. B. d. (1998). Usando o computador para processamento de imagens medicas. revista informática medica. V1. (n.6) nov./dez 1998

Anderl, H. et. all. (1994). "CT - Guided stereolithography as a new tool in craniofacial surgery." British Journal of Plastic Surgery v. 47(n. 1): p. 60-64.

Angelini, E. I., C.; Jin, J.; A. Laine, A. (2002). "Improving Statistics for Hybrid Segmentation of High-Resolution Multichannel Images." SPIE Medical Imaging. San Diego

Asaumi, J. et. all. (2001). "Comparison of three-dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia." Dentomaxillofacial Radiology v. 30(n. 6): p. 330-335.

ATLS, A. T. L. S. (1997). "ATLS. Advanced Trauma Life Support" www.enw.org/ATLS.htm.

Ayache, N. (1998). "L'analyse automatique des images médicales Etat de l'art et perspectives." (N° 3364). Fev 1998, artigo RR-3364.pdf, INRIA

B. H. McCormick, T. A. D., M. D. Brown (ed) (1987). "Visualization in Scientific Computing." Computer Graphics 21(6).

Baillard, C. B., C.; Bouthemy, P. (2000). "Robust Adaptive Segmentation of 3D Medical Images with Level Sets." (N°4071). Nov 2000, RR-4071. pdf INRIA

Banon, G. j. F. B., Júnior (1998). "Bases da Morfologia Matemática para Análise de Imagens Binárias." (segunda edição). INPE julho 1998

Beazley, D. M.; Rossum., Guido van; (2000). Python essential reference, New Riders publishing. ISBN 0-7357-0901-7 CenPRA.

Berry, M. M. Rehani.; Manorma. (2000). "Radiation doses in computed tomography." BMJ (320): 593-594. March 4,

Bill, J. S. (1999). "Rapid prototyping in reconstruction of large calvarian defects." Phidias Newsletter (n. 3). 20/12/2001 último acesso.

Biomodeling (2004). http://glaciers.qmi.asn.au:80/anatomics/anamain.html

Bongartz, G., Golding S.J., Jurik, A.G., Leonardi, M., van Meerten, E.v.P. "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography." (EUR 16262 EN). www.drs.dk/guidelines/ct/quality último acesso 20/08/2005

Brodlie (1992). Scientific Visualization: Techniques and Applications, Springer - Verlag. Chap 3,

Burns,M.(2002)."The StL Format: standart data format for fabers." www.ennex.com/fabbers/StL.asp último acesso 27/02/2002

Caselles, V.; Kimmel., R.; Sapiro, G. (1997). "Geodesic active contours." International Journal on Computer Vision 22(1): 61-97.

Castiglia, M. M. et. Al. (2001). "Comunicação de imagens digitais em Medicina." http://virtual.epm.br/material/tis/currmed/temas/med5/med5t21999/dicom/dicom2.htm

Castle. (2005). "Castle Island's - Worldwide Guide to Rapid Prototyping." from http://home.att.net/~castleisland/. Último acesso 10/2005

Cavalcanti, M. G. P.; Rocha Sara Santos; Ramos, Dalton Luiz de Paula (2003). "Applicability of 3D-CT facial reconstruction for forencisc individual identification." Pesq. Odontol. Bras. 17(1).

Chitarro, L. (2001). "Information Visualization and its Application to Medicine." Artificial Intelligence in Medicine vol. 22(2): 81-88.

Choi, J. Y. et. all. (2002). "Analysis of errors in medical rapid prototyping models." International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery v. 31(n. 1): p. 23-32.

Choi, S. H. S., S. (2001). "Visualization of rapid prototyping".Rapid Prototyping Journal **7**(2): 99-114.

Chua, C. K.; Leong., K.F.; Lim, C.S., (2003). Rapid prototyping, principles and applications. Singapore, World Scientific Publishing Co. 420 p, ISBN 981-238-117-1 CenPRA

Cleary, K. (2003). "Software Development Issues for Medical Imaging Computing & Computer Assisted Interventions." Open Source Wordshop at MICCAI 2003. Introduction Kevin Cleary.pdf

Clunie, D. http://idt.net/~dclunie/medical-image-faq/html/ último acesso 2005.

ComputerAidedSurgery(2004). "Internet Resources of Computer Aided Surgery." http://www.aist.go.jp/NIBH/~b0673/english/caslist.html último acesso 2004

Cooper, K. G. (2001). Rapid prototyping technology - selection and application. Nova Iorque, Marcel Dekker, Inc. ISBN 0-8247-0261-1 CenPRA

Copyright, I. (2005). www.itk.org/HTML/copyright.html último acesso 2005.

Crawford, R. H., Beaman, Joseph J. (1999). "Medical and prosthetic applications - Solid Freeform fabrication, a new manufacturing paradigm." IEEE spectrum: 35-43. fev. 1999, Univer. Austin

D'Hauthuille, C. T., F.; Devauchelle, B.; Testelin, S. (2005). "Comparation of two computer-assisted surgery techniques to guide a mandibular distraction osteogenesis procedure." International Journal of oral@maxillofacial surgery 34: 197-201.

D'Urso, P. S., et al. (1998). "Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery." British Journal of Plastic Surgery v. 51(n. 7): p. 522-530.

D'Urso, P. S; Thompson, Robert G. Atkinson, R.Leigh;Weidmann,Michael J.;Redmond,Michael J.;Hall, Bruce I.; Jeavons, Susan J.; Benson, Mark D.; Earwaker,W.J.S. (1999). "Cerebrovascular biomodelling: a technical note." Surgery Neurol. 52: 490-500.

Dermey, S. V., L. (1999). "Drilling templates for zigomaticus fixtures." Phidias Newsletter (n. 3). www.phidias.org

Dicom3tools (2004). "Dicom3tools Software." Idt.net/~dclunie/dicom3tools.html

DICOM (2005). "Biological&MedicalSystems."http://bg.ic.ac.uk/ Dicom/ Documents/ WhatIsDicom.html último acesso 2005.

Doctor, D. (2004). "3D Doctor Software." www.ablesw.com/3d-doctor último acesso 2004

Documentação ITK, (2005). www.itk.org último acesso 11/2005

DOLZ, M. S.; Cina S. J; Smith, R. (2000). "Stereolithography - A potential new tool in forensic medicine".The American Journal of Forensic Medicine and Patology **v. 21**(n. 2): p. 119-123.

Download ITK, www.itk.org/HTML/Download.php último acesso 12/2005.

Drebin, R. A. Carpenter, L.; Hanrahan, Pat (1988). "Volume Rendering." Computer Graphics 22(4). Agosto 1988

DTM (2004). "Selective Laser Sintering (SLS)." www.dtm-corp.com último acesso 2004.

Efunda. (2003). "Engineering Fundamentals, Rapid Prototyping: An Overview." Último acesso 25/03/2003, http://www.efunda.com/processes/ra.cfm.

Engel, K.; Klaus, M.; Ertl,T. (2001). "High-Quality Pre-Integrated Volume Rendering Using Hardware Accelerated Pixel Shading." Siggraph/Eurographics Workshop on Graphics Hardware. PreInteg.pdf

Erben, C. V., K.D.; Wulf, J. (2002). "The Phidias Validation Study of Stereolithographic Models." Phidias Newsletter (8). Março 2002.

Fadel, G. M. K., Chuck (1996). "Accuracy issues in CAD to RP translations." Rapid Prototyping Journal 2(2): 4-17.

Falcão, A. X. (1997). Visualização Volumes Aplicada à Área Médica. Computação. Campinas, Unicamp. Tese Mestrado.

Falcão, A. X. (1999). Paradigmas de Segmentação de Imagens Guiada pelo Usuário - Live-Wire, Live-Lane, 3D-Live-Wire. Computação. Campinas, Unicamp. Tese doutorado.

Farman, A. G. (2003). "Fundamentals of image acquisition and processing in the digital era." Orthod Craniofacial Res 6 v6(suppl 1): 17-22. ISSN 1741-2420

Fishman, E. K. (2003). "CT Lecture Series." Ctisus, maintained by The Advanced Medical Imaging Laboratory (AMIL) ultimo acesso 03/2003, http://www.ctisus.com.

Gaggl, A. et all (1998). "Treatment planning for sinus lift augmentations through use of 3-dimensional milled models derived from computed tomography scans." Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics **v. 86**(n. 4): p. 388-392.

Giacomo, G. A. P. D. (2003). Avaliação da aplicação de guias cirúrgicas, feitas a partir da técnica de prototipagem rápida, em implantodontia. Implantodontia. São Paulo, Universidade de Santo Amaro - Faculdade de odontologia.

Gomide, R. B. (2000). Fabricação de componentes injetados em insertos produzidos por estereolitografia. Engenharia Mecânica. Santa Catarina, Universidade Federal de Santa Catarina.

Gonzalez, R. C.; Woods, R. E. (1992). Digital Image Processing, Addison Wesley.

Gopakumar, S. (2004). "RP in medicine: a case study in cranial reconstructive surgery." Rapid Prototyping Journal 10 (3): 207-211.

Grayson, J. E. (2000). Python and Tkinter Programming - Graphical user interface for python programs. CT USA, Manning Publication Co. livro online ISBN 1-884777-81-3

Grellmann, D. A. (2001). Utilização das tecnologias de estereolitografia e microfusão para aplicações em prototipagem rápida e ferramental rápido. Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina.

Grenda, E. (2003). The worldwide guide to rapid prototyping. Home.att.net/~castleisland/

Group, Danek. (1994). "Fused Deposition Modelling Used To Aid In Design Of Spinal Implants." Rapid Prototyping Report 14(8).

Haex, J. K. T.; Poukens, J. M. N. (1999). "Preoperative planning with the use of stereolithographic model." Phidias Newsletter (n. 3).

Hassfeld, S.; Muhling, J. (2001). "Computer assisted oral and maxillofacial surgery-a review and an assessment of technology." International Journal oral@maxillofacial surgery 30: 2-13.

Hieu, L. C.; Bohez, E.;Sloten,F.Vander;Phien,H.N.;Vatcharaporn,E.;Binh,P.H.;An,P.V.;Oris,P. (2003). "Design for medical rapid prototyping of cranioplasty implants." Rapid Prototyping Journal 9(3): 175-186.

Hill, D. "Introduction to Medical Imaging Science." Kings College London

Hirata Jr., R. (1997). Segmentação de Imagens por Morfologia Matemática. Depto Elétrico. São Paulo, USP.

Horiil, S.C.; Prior, Fred W.; Bidgood, W. Dean; (2004). "DICOM - An Introduction to the Standard." www.xray.hmc.psu.edu/dicom/dicom-intro/index.html último acesso 2004

HowTo, Python Advocacy Howto. (2005). Último acesso 2005 www.amk.ca/Python/howto/advocacy/advocacy.html

Ibanez, L.; Ng, Lydia; Cates, Josh; Schroeder, William (2003). "The ITK software guide - The insight segmentation and registration toolkit." ISSN 1-930934-10-6

ImpactScan. (2005). "patient's information and guide to ct scanning." from www.impactscan.org. Último acesso 2005.

Ipea (2003). "Impactos sociais e econômicos dos acidentes de trânsito nas aglomerações urbanas brasileiras - RELATÓRIO EXECUTIVO." IPEA, ANTP: 45. www.ipea.gov.br/ temasespeciais/ último acesso 2005.

Jackowski (A), M.; Goshtasby, A.; Satter, M. "Interactive tools for image segmentation." Segmentaçãoimagem.pdf CSE Dept., Wright State University, Wallace.Kettering Neurosci.Inst., Kettering Med.

Jackowski (B), M. G. S., M. "A Computer-Aided Design Environment for Segmentation of Volumetric Images." Segmentacaovolumes.pdf CSE Dept., Wright State University Wallace.Kettering Neurosci.Inst., Kettering Med. Ctr.,

Jacobs, P. F. Hilton, Peter D. (2000). Rapid tooling - Technologies and industrial applications. Basel, Switzerland, Marcel Dekker, Inc. v270 ISBN 0-8247-8788-9 CenPRA

Jacobs, P. M. (1995). "Research Developments In Rapid Prototyping." Proc Inst. Mech. Engrs 209: 261-266.

James, W. J. et. all. (1998). "Correction of congenital malar hypoplasia using stereolithography for presurgical planning." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery v. 56(n. 4): p. 512-517.

Journal Python, (2005). Pythonjournal.cognizor.com Último acesso 2005

Kaban, L. B. (2002). "Biomedical technology revolution: opportunities and challenges for oral and maxillofacial surgeons." International Journal of Oral@maxillofacial surgery(31): 1-12.

Kai, C. C.; Jacob, G. G. K. Mei, T. (1997). "Interface Between CAD and Rapid Prototyping SystemsPart 1: A study of Existing Interfaces." International Journal of Advanced Manufacturing Technology(13): 566-570.

Kalender, W. A. Seissler, W.; Klotz, E.;Vock, P. (1990). Radiology 176: 181-183.

Kermer, C. (1999). "Preoperative stereolithographic model planning in craniomaxillofacial surgery." Phidias Newsletter (n. 2). Junho www.phidias.org

Kermer, C. et. all. (1998). "Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery." Journal of Cranio-maxillo-facial Surgery **v. 26**(n. 3): p. 136-139.

Kernan, B. T.; Wimsatt, J. A III. (2000). "Use of a stereolithography model for accurate, preoperative adaptation of a reconstruction plate." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **v.** 58(n. 3): p. 349-351.

Kindlmann, Gordon Lothar. Semi-automatic Generation of Transfer Functions for Direct Volume Rendering, Cornell University. Tese mestrado

Klein, H. M. et. all. (1992). "Pediatric craniofacial surgery: comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing." Pediatric Radiology **v. 22**(n. 6): p. 458-460.

Kodak (2004). "Kodak Health Imaging Learning Center DICOM." http://wwwkodak.com/US/en/health/learning/dicom/ último acesso 2004

Kong, Lingzhou (2002). Mandible surface reconstruction from dicom image data. Computing science. Londres, University of London - Imperial College of Science, Technology and Medicine. MSc: 67p. mkonglk401.pdf

Kragskov, J. et. all. (1996). "A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery v. 54**(**n. 4): p. 402-411.

Krupinski, E. (2005). "Interpretação de Película." www.radiology.arizona.edu último acesso 2005.

L.Kenneth, B. (1999). Tratado de técnica radiológica e base anatômica. Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan. Fac.Ciência Med Unicamp numero chamada 616.0757.B644t

Lacroute, P. G. (1995). "Fast volume rendering using a shear warps factorization of the viewing transformation." Set 1995 Technical Report: CSL-TR-95-678 - lacroute_thesis_sm.pdf

Lambrecht, J. T. (1995). 3-D modeling tecnology in oral and maxillofacial surgery. Illinois, Quintessence Publishing. ISBN 0-86715-287-7 CenPRA

Leventon, M.; Grimson, W.; Faugeras, O. (2000). "Statistical shape influence in geodesic active contours." Proc. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR) 1: 316-323.

Levoy, M. "Expanding the horizons of image based modeling and rendering." University Computer Science Department Stanford (imbased.pdf)

Lightman, A. J. (1977). "Rapid Prototyping in Europe and Japan." Capítulo 12. itri.loyola.edu/rp/12_01.html último acesso 2004

List, Python (2005). www.Python.org/mailman/listinfo/Python-list último acesso 2005

Lo, Lun.-Jou; Chen, Yu-Ray (2003). "Three-dimensional computed tomography imaging in craniofacial surgery: morphological study and clinical applications." Chang Gung Med Journal **26**: 1-11.

Lo, Lun.-Jou; Yu-Ray, Tseng; Ching-Shiow,Lee; Ming-Yih (2004). "Computer-aided reconstruction of traumatic fronto-orbital osseous defects: aesthetic considerations." Chang Gung Med Journal **27**(4): 283-291.

Loef, C. (2004). "DICOM Generic Pixel Presentation Pipeline, Imaging Pipeline Model, Lookup Table Encoding Issues." www.philips.com último acesso 2004.

Luka, B. et. all. (1995). "2D and 3D CT reconstructions of the facial skeleton: an unnecessary option or a diagnostic pearl?" International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **v.** 24(n. 1): p. 76-83.

Lutz, M. (2001). "Programming Python." Published O´Reilly & associates, inc, March 2001 2 edition, ISBN 0-596-00085-5.

Mah, J.;Hatcher, D. (2003). "Current Status and future needs in craniofacial imaging." Orthod Craniofacial Res 6 suppl 1: 10-16.

Malladi, R., Sethian, J.A. (1997). "Level Set Methods for Curvature Flow, Image Enhancement, and Shape Recovery in Medical Images." Proc. of Conf. on Visualization and Mathematics: pp. 329--345.

Malladi, R. J. A. S., J.A.; Vermuri, B.C. (1995). "Shape modeling with front propagation: A level set approach." IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence 2(17): 158-174.

Mankovich, N. J. et. all. (1990). "Three Dimensional Anatomy with Stereolithography Models." Journal of Digital Imaging (3): 200-203.

Mannudeep K. Kalra; Michael M. Maher; Thomas L. Toth; Leena M. Hamberg; Michael A. Blake; Jo-Anne Shepard; Sanjay Saini, (2004). Strategies for CT Radiation Dose Optimization1. Radiology**:** 619-628. n.230

Materialise (2004). www.materialise.com último acesso 2004

Mazzonetto, R. et. all. (2002). "Uso de modelos estereolitográficos em Cirurgia Bucomaxilofacial." Revista da APCD v. 56(n. 2).

Mcgurk, M., Aimis, A. A Potamianos, P.; N.M., Goodger (1997). "Rapid Prototyping Techniques For Anatomical Modelling In Medicine." Ann. Royal Coll. Surgery Engl.(79): 167-174.

McInerkey, T.; Terzopoulos D. (1994). "A Dynamic Finite Element Surface Model for Segmentation and Tracking in Multidimensional Medical Images with Application to Cardiac 4D Image Analysis." Journal of Computerized Medical Imaging and Graphics.

MDWorks (2004). "MD Works Product Development." www.mdworks.net último acesso 2004.

MedicalFAQ (2004). "Medical Image Format FAQ." (part 1-8). Idt. net/~dcclunie/medical-image-faq/html/ último acesso 2004.

Meurer, E. (2002). As tecnologias CAD-CAM em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. Cirurgia Bucomaxilofacial. Porto Alegre, Universidade Católica do Rio Grande do Sul. 215p.

Meurer, M. I.; Santa. Bárbara A; Silva, J.V.L.; Nobre, L.F.S.; Meurer, E.; Oliveira, M.G.; Silva, D.N. Santos, A.M.B. (2005). A critical review on acquisition and manipulation of CT images of the maxillofacial area for rapid prototyping. London, Taylor & Francis Group. P167-173 ISBN 0-415-39062-1 CenPRA

Modeling (2004). "Medical Modeling with Rapid Prototyping." http://www.udri.udayton.edu/rpdl/ medical.htm último acesso 2004

Moller, T.; Melanie, T. (2004). "Human Factors in Visualization Research." IEEE Transaction on Visualization and Computer Graphics 10(1). Jan./fev.

Monk, Andrew. (1984). Fundamentals of Human-Computer Interaction, Academic Press. London; Orlando: Academic Press, 1984 ISBN 0125045808, biblioteca IME/USP-SP

Montagnat, J.; Delingette, Hervé; Scapel, Nicolas; Ayache, Nicholas (2000). "Representation, shape, topology and evolution of deformable surfaces. Application to 3D medical image segmentation." (N° 3954). Maio 2000, INRIA RR-3954.pdf

Morris, C. L. B., R.F.; Day, R. (2000). "Orofacial prosthesis design and fabrication using stereolithography".Australian Dental Journal 45(4): 250-254.

Nakajima, T. et. all. (1995). "Integrated life-sized solid model of bone and soft tissue: application for cleft lip and palate infants".Plastic and Reconstructive Surgery v. 96(n. 5): p. 1020-1025.

Neco, I. (2003). "STL Files." http://www.necoinc.com/3DPrinting/3dprinting_detail_stl.htm. Último acesso 03/2005.

NLM (1986). "The Visible Human Project." The Visible Human Project www.nlm.org/research/visible/visible_human.html RR-3954.pdf

Nolf, E. (2004). "(X)MedCon Project." Petaxp.rug.ac.be/~nolf/welcome.html

O'Reilly, Network Python Develp. Center (2005). www.onlamp.com/Python

O'Reilly, O'Reilly Assoc., Inc (2005). Python.oreilly.com

O'Daniel, J. C., D. M. Stevens, et al. (2005). "Reducing Radiation Exposure from Survey CT Scans." AJR American Journal Radiology 0361–803X/05/1852–509 (185): 509-515.

Ono, I. et. all. (1994). "Method for preparing an exact-size model using helical volume scan computed tomography." Plastic and Reconstructive Surgery v. 93(n. 7): p. 1363-1371.

Package, V. S. (2004). "V Software Package." V.Beckman. www.uiuc.edu/ último acesso 2004.

PACSview (2004). "PACSview Software Package." último acesso 2004 http://www.ang.kfunigraz.ac.at/~zeilinge/pacsview/PACSview.html.

Papyrus "Papyrus Software." www.expasy.ch/UIN/html1/projects/papyrus/

Parker, S. Shiley, Peter; Livnat, Yarden; Hansen, Charles; Sloan, Peter-Pike "Interactive Ray Tracing for Isosurface Rendering." Visualization 98. Computer Science Department University of Utah parker98interactive.pdf

Peckitt, N. S. (1999). "Stereoscopic lithography: customized titanium implants in orofacial reconstruction." British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery v. 37(n. 5): p. 353-369.

Peres, F.; Taha, Farid; Lumley, Marie-Antoinette; Cabanis, Emmanuel (2004). "Digital modelling and stereolithographic production of a homo erectus skull." Rapid Prototyping Journal 10(4): 247-254.

Petzold, R. Z., H. F.; Kalender, W. A. (1999). "Rapid prototyping in medicine - basics and applications." Computerized Medical Imaging and Graphics v. 23(n. 5): p. 277-284.

Pflesser, B.; Tiede, U.; H¨ohne, K.H.;Leuwer, R "Volume Based Planning and Rehearsal of Surgical Interventions." Institute of Mathematics and Computer Science in Medicine (IMDM) University-Hospital Eppendorf

Pflesser, B. T., U; H¨ohne, K.H. "Specification, Modelling and Visualization of Arbitrarily Shaped Cut Surfaces in the Volume Model." Institute of Mathematics and Computer Science in Medicine (IMDM) University Hospital Eppendorf, planejamentoCirurgia.pdf

Pham, D. T. D., S.S. (2001). Rapid Manufacturing - the technologies and applications of rapid prototyping and rapid tooling. London, Spring Verlag. ISBN 1-85233-360-X CenPRA.

Phidias (2004). "Phidias: Rapid Prototyping in medicine." www.phidias.org último acesso 2005.

Pommert, J. K. e. a. (1996). Three Dimensional Imaging In Medicine: Method And Applications. Eds R.H. Taylor serie Computer Integrated Surgery, 155-174 cap 9.

Popat, A. H. (1998). "Rapid Prototyping and Medical Modeling." Phidias Newsletter (1). Dec 1998 www.phidias.org último acesso 2005.

Pressman, R. S. (1995). Engenharia de Software, Editora Makron Books.

Prototyping (2004). "Rapid Prototyping." http://www.cc.utah.edu/~asis8200/rapid.html, http://wwwitri.loyola.edu/rp/.

Prototyping (2004). "Rapid Prototyping of Assistive Devices – Rehabilitation Robotics Research Program." http://wwwasel.udel.edu/rapid/ e http://mtiac.iitri.org/pubs/rp/.

Puttre, M. (1993). "Replacing Parts On Nature's Machines." 58-61. maio

Python software foundation, P. (2005). www.python.org/psf/ nov/2005

Pythonology (2005). Pythonology.org/ último acesso 2005

Rehani, M. M. (2000). managing patient dose in computer tomography, Task Group Members Version Madan M. Rehani, TG Chairman, New Delhi, India;Professor Georg Bongartz, Basel, Switzerland; Professor Willi Kalender, Erlangen, Germany; Dr. Stephen J. Golding, Oxford, UK; Dr. Lena Gordon, Stockholm, Sweden; Professor Takamichi Murakami, Osaka, Japan. 13 de outubro

Robb, R. A. (2000). Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis. California, Academic Press. 685-712 cap 42

Robertson, P. K. (1991). "A Methodology for Choosing data representations." IEEE Computer Graphics and Applications 11(3): 56-68.

Rorden, C. "Introduction to medical imaging." www.mricro.com/anatomy/

RSNA, Dicom Standards (2004). www.rsna.org/REG/practiceres/dicom/

Sailer, H. F. e. a. (1998). "The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections." International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery v. 27(n. 5): p. 327-333.

Saiviroonporn, P.; Robatino, Andre; Zahajszky, Janos (2004). "Real-Time Interactive 3D Segmentation." Splweb.bwh.harvard.edu/

Sanan, A. H., Stephen J. (1997). "Repairing holes in the head: a history of cranioplasty." neurosurgery 40(3): 588-603.

Sanghera, B. et. all. (2001). "Preliminary study of rapid prototype medical models." Rapid Prototyping Journal, v. 7(n. 5): p. 275-284.

Santa Bárbara, A.; Silva, J.V.L. (2000). "Prototipagem rápida em medicina -PROMED. Minuta de projeto de pesquisa.CenPRA."

Santa Bárbara, A. Silva, J.V.L.; Meurer, M.I.; Meurer, E.; Oliveira, MG; Heitz,C. (2003). (A) Biomodelos de prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. revista brasileira de cirurgia e periodontia. 1: 172-180. n3

Santa Bárbara, A. Silva, J.V.L.; Meurer, M.I.; Meurer, E.; Oliveira, MG; Heitz, C. (2003). (B) "Rapid prototyping biomodels in oral and maxillofacial surgery." 14 International Congress of Dentomaxillofacial Radiology 1: 77.

Santa Bárbara, A. Silva, J.V.L.; Meurer, M.I.; Meurer, E.; Oliveira, MG; Heitz, C. (2004). Livro Biomodelos de prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. Porto Alegre. Editor org. Clovis Mazolla Fundamentos em cirurgia e traumatologia buco-maxilo-facial p. 995-1022

Santa Bárbara, A. Silva, J.V.L.; Meurer, M.I.; Meurer, E.; Santos, A.M.B.; Paiano, Grasiela; Oliveira, MG (2003). (C) Biomodelos de prototipagem rápida em CTBMF. revista brasileira de cirurgia e periodontia. 1: 172-180.

Santa Bárbara, A.; Silva, J.V.L.; Meurer, M.I.; Meurer, E.; Santos, A.M.B.; Paiano, Grasiela; Oliveira, MG (2005). (A) The use of a rapid prototyping biomodels with vascular anatomy in the treatment of temporomandibular joint ankylosis - a case report. London, Taylor & Francis Group.

Santa Barbara, A.; Silva, J.V.L.; Sabattini, R.M.E.; Cardoso, S.H. (2003). (D) "Construction of 3D Anatomical models in Polymer using selective laser sintering - a new method for teaching human anatomy." 8th International Congress in Nursing Informatics NI 2003.

Santa Barbara, A.; Silva, J.V.L. Maia, I.A.; Saddy, M.S. (2005). (B) Cost reduction of maxillofacial RP biomodels. London, Taylor & Francis Group. P 175-179 ISBN 0-415-39062-1 CenPRA.

Saura, C. E. (2002). Aplicação da prototipagem rápida no processo de desenvolvimento de produtos. Mecânica dos sólidos e projetos mecânicos. Campinas, Universidade Estadual de Campinas.

Schroeder, W. J. A., Lisa S.; Martin,Kenneth M.; Hoffman,William A.; Law, C. Charles (2001). The Visualization Toolkit - User´s Guide, Kitware inc. ISBN 11-930934-05-X CenPRA

Schroeder, W. M., Ken; Lorensen, Bill (1998). The Visualization Toolkit 2edition - An Object-Oriented approach to 3D Graphics. NJ USA, Prentice Hall PTR. ISBN 0-13-954694-4 CenPRA.

Sethian, J. A. (1982). An Analysis of Flame Propagation. Depto. of Math. Berkeley, CA, University of California. PHD Dissertion.

Sethian, J. A. (1985). "Curvature and the Evolution of Fronts." Comm. in Math. Phys **101**: pp. 487--499.

Sethian, J. A. (1999). "Level Set Methods and Fast Marching Methods. Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision and Material Science." Cambridge University Press.

Shneiderman**,** B. (1996). "The Eyes have it: A Task by Data Type Taxonomy for Information Visualization." Proc. IEEE Symposium on Visual Language'96: 336-343.

Silva, D. N. (2004). Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser (SLS) e de impressão tridimensional (3DP™), a partir de imagens de tomografia computadorizada, na reprodução da anatomia craniomaxilar: estudo in vitro. Cirurgia e Traumatologia buco-maxilo-facial. Porto Alegre, PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE Católica do Rio Grande do Sul Faculdade de Odontologia. Doutorado**.**

Silva, J. V. L., et alli (1999). "Rapid Prototyping: Concepts, Aplications, and Potential Utilization in Brazil." 15th International Conference in CAD/CAM Robotics and Factories of the Future.

Software Imaging (2004). "Imaging Software." http://biocamp.stanford.edu/3dreconstruction/software/index.html ultimo acesso 2004.

Software, Analyze (2004). "Analyze Software." www.mayo.edu/bir/analyze

Software, DCMTK (2004). "DCMTK- DICOM Toolkit Software." www.offis.uni-oldenburg.de/projekte/dicom último acesso 2004

Souza, M. A. R., F.; Centeno, T.M.; Pedrini, J.L. (2003). "Integrando reconstrução 3 D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos." Revista Brasileira Eng. Biomédica 19(2): 103-115.

Spitzer, V. A., Michel J.; Scherzinger, Ann L.; Whitlock, David (1996). "The Visible Human Male: A Technical Report." JAMIA 3: 118-130.

Spoor, F. J., Nathan; Zonneveld, Frans (2000). Development, Growth and Evolution - Imaging skeletal growth and evolution. Londres, The Linnean Society of London.

Standard, CBU DICOM (2004). http://www.mrc-cbu.cam.ac.uk/personal/chris.rorden/dicom.html

Standards, NEMA STANDARDS. (2004). "Electric Standards." http://208.156.24.64/standsearch/standards.asp último acesso 2004

Starck, G.; Lo N. L; Cederblad, A; Forssellaronsson, E; ¨ M, L SJO¨ STRO; and Alpsten,M. (2002). "A method to obtain the same levels of CT image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose." The British Journal of Radiology (75): 140-150.

Stocker, N. G.; Mankovich, N. J.; Valentino, D. (1992). "Stereolithographic models for surgical planning: preliminary report." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery v. 50(n. 5): p. 466-471.

Stratasys (2004). "Fused Deposition Modeling (FDM)." http://www.stratasys.com

Stytz, M. R.; G. F., G.; Frieder, O. (1991). "Three-Dimensional Medical Imaging: Algorithms and Computer Systems." ACM Computing Surveys 23(4).

Sugawara, Y. et. all. (1997). "A. Life-size, computer-generated skull replica to assist surgery of craniofacial fibrous displasia." Journal of Cranio-maxillo-facial Surgery v. 25(n. 6): p. 294-300.

Sun, W. L., Pallavi (2002). "Recent development on computer aided tissue engineering - a review." Computer Methods and Programs in Biomedicine 67: 85-103.

Surgeons, American College of. (1997). "Advanced Trauma Life Suport." Chicago

Swalens, B. K., J.P. (1993). "Medical Application Of Rapid Prototyping Techniques." 4th International conference on Rapid Prototyping: 107-120.

Taguchi, K.; Aradate, H. (1998). "Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT." Med. Phys 25(4).

Taha, F.; Wouters, K., (1998). "First French Workshop on Medical Application Of Rapid Prototyping Techniques." Phidias Newsletter (1): 2-3. www.phidias.org dez

Tarbox, L. (2004). "DICOM Modality Specific Encoding Issues." www.siemens.com

Tata, K. F., Georges;Bagchi, Amiti; Aziz, Nadim (1998). "Efficient slicing for layered manufacturing." Rapid Prototyping Journal 4(4): 151-167.

Toennies, K. H., Manfred; Pohle, Regina (2001). "Rendering and interaction in co-operative 3-D image analysis." International Congress Series (1230): 415-421.

Tomancok, B. e. a. (1999). "Extended cranioplasty with prefabricated carbon fiber reinforced plastic implants." Phidias Newsletter (n 3).

Tomovision (2004). "Medical Image Viewer." www.tomovision.com último acesso 2004.

Udupa, J. K. (1999). "Three-dimensional visualization and analysis methodologies: a current perspective." Radiographics 19(3): 783-806.

Udupa, J. K. Gonçalves, R. J. (1996). Imaging Transforms For Volume Visualization. Cap. 3, p33-57

Udupa, J. K.; Herman Gabor. T. (2000). 3D imaging in Medicine, CRC Press LLC. ISBN 0-8493-3179-X CenPRA

Unger, M. A. C., Hou-Pu; Thorsen, Todd; Scherer, Axel; Quake, Stephen R. (2000). "Monolithic microfabricated valves and pumps by mulilayer soft lithography." Science 288(7): 113-116.

Vaandrager, Z., Mathijssen, Hovius, (1998). "First Generation 3D Model of Noma Patient." Phidias Newsletter(1).

Van Brussel, K. (1999). "A medical image-based drill guide for pedicle screw insertion - results of a cadaver study and three clinical trials." Phidias Newsletter, (n. 3).

Vanezis, P. V., M. McCombe, G. Niblett, T. (2000). "Facial reconstrution using 3-D computer graphics." Forensic science international (108): 81-95.

Vannier, M. W. (2003). "Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends." Orthod Craniofacial Res 6 6: 23-30.

Vaults, vaults of Parnassus: python resources (2005). Py.vaults.ca/Parnassus último acesso 2005

VisualizationFAQ (2004). "Medical Image Volume Visualization Software FAQ." ftp://rtfm.mit.edu/pub/usenet-by-group/news.answers/medical-image-faq/volume-visualization; http://www.sjoki.uta.fi/~shmhav/med-volviz-faq.txt.

Vloeberghs, M. D., Hatfield F (1998). "Soft tissue rapid prototyping in neurosurgery." computer aided surgery **3**(2): 95-97.

Vrielinck, L. P., C. Schepers,S.;Pauwels,M.;Naert,I (2003). "Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study." International Journal oral@maxillofacial surgery **32**: 7-14.

Wang, G. V., M.W. (1997). "Optimal pitch in spiral computed tomography." Medical Physics (24): 373-376.

Warfield, S. K. (2004). "Real-Time Image Segmentation 3D for Image-Guided Surgery." Splweb.bwh.harvard.edu

Whitman, D. H. C., B. (1999). "Model surgery prediction for mandibular midline distraction osteogenesis." International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery v. 28(n. 6): p. 421-423.

Winder, J. et. all. (1999). "Medical rapid prototyping and 3D CT in the manufacture of custom made cranial titanium plate." Journal of Medical Engineering & Technology v. 23(n. 1): p. 26-28.

Wilting, J.E. & Timmer, J., 1999 Artefacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology. *European Radiology, v 9, n 2, pp* 316–322. Springer-Verlag GmbH

Wohlers, T. T. (2005). Wohlers Report 2005 - Rapid Prototyping, Tooling & Manufacturing state of the industry - Annual Worldwide Progress Report. Colorado - USA, Wohlers Associates Inc. CenPRA

WxPython - www.wxpython.org último acesso 2005.

Xu, F.; Loh, H.T.; Wong, Y.S. (1999). "Considerations and selection of optimal orientation for different rapid prototyping systems." Rapid Prototyping Journal **5**(2): 54-60.

Yeong, W. - Y.; Chua, Chee-Kai; Leong, Kah-Fai; Chandrasekaran, Margan (2004). "Rapid prototyping in tissue enginnering: challenges and potential." Trends in Biotechnology 22(12): 643-652.

Yoo, T. S. (2004). Insight Into Images - Principles and Practice for Segmentation, Registration, and Image Analysis, AK Peters, Ltd. ISBN 1-56881-217-5

Zaidi, H. "Medical Imaging: Current status and future perspectives." Division of Nuclear Medicine, Geneva University Hospital, Medical-imaging-current-status.pdf.

Apêndices

Apêndice I - Questionário de avaliação do uso de biomodelos.
Apêndice II – Tabela de avaliação.
Apêndice III - Softwares de Analise de Imagens médicas
Apêndice IV - Tabela de Números de Hounsfield para diversos tecidos
Apêndice V – Formato de arquivos DICOM
Apêndice VI - Critérios Qualidade para Aquisição de Imagens
Apêndice VII - Segmentação

Apêndice I - Questionário de avaliação do uso de biomodelos.

INFORMAÇÕES DO CASO

1) Hospital:

Nome _____

Cidade / UF _____

2) Nome do cirurgião / especialidade _____

3) Paciente:

Nome _____

Data de nascimento _____/_____/_____

Sexo M ☐ F ☐

4) Natureza do paciente

☐ Normal ☐ Transferência interna

☐ Emergência ☐ Transferência externa

5) Diagnóstico clínico inicial _____

6) Diagnóstico clínico conclusivo _____

7) Tratamento principal / tipo de procedimento _____

8) Qual causa clínica gerou a necessidade de um modelo de planejamento cirúrgico?

_____

9) Data da entrada _____/_____/_____

10) Data da saída _____/_____/_____

11) Período em cuidado intensivo: dias ☐☐

12) O modelo foi usado para mais de uma intervenção?

☐ Sim ☐ Não ☐ Número de intervenções

13) Qual foi a razão que levou a empregar o modelo neste caso?

☐ Aumentar a qualidade do diagnóstico

☐ Produzir um implante pré-operatório

☐ Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico

☐ Estudar técnica de resseção

☐ Obter concordância do paciente após informá-lo do diagnóstico

☐ Como uma orientação objetiva durante a intervenção

☐ Simular detalhadamente uma intervenção pré-operatória

☐ Outras razões: _____

14) Número de operações similares durante a experiência profissional:

☐ 1-5 ☐ 6-10 ☐ 11-50 ☐ >50

15) Número de modelos utilizados durante a experiência profissional:

☐ 1-5 ☐ 6-10 ☐ 11-50 ☐ >50

PLANEJAMENTO PRÉ OPERATÓRIO

1) Qual a forma de visualização foi usada no pré operatório para este paciente?

☐ Raio X ☐ TC ☐ RM

2) Como a informação derivada do modelo se compara a outras formas de visualização de imagem?

O resultado da informação foi

☐ ☐ ☐

Muito pior igual muito melhor

3) A utilização do modelo no planejamento cirúrgico levou à mudanças em alguns dos seguintes tópicos?

☐ Plano de incisão

☐ Se operar ou não

☐ Concepção cirúrgica geral

☐ Detalhes da concepção cirúrgica

☐ Composição da equipe de cirurgia

☐ Posicionamento do paciente na mesa de operação

☐ Seleção do material osteosintético

☐ Seleção dos instrumentos e procedimentos

☐ Implantação local do material osteosintético

☐ Seqüência dos passos da intervenção

☐ Outros: _____

4) A intervenção foi simulada sobre o modelo?

☐ Sim ☐ Não

5) Se sim, a influência do planejamento cirúrgico sobre a intervenção foi:

☐ ☐ ☐

Muito pior igual muito melhor

6) Como o resultado foi influenciado?

_____

7) Utilizou-se o modelo para se adaptar algum implante padrão?

_____

8) Se sim, como o implante foi adaptado? (por exemplo, pré amoldamento da placa)

_____

9) Um implante exclusivo foi fabricado na fase pré operatória usando um modelo?

☐ Sim ☐ Não

10) Se sim, qual o tipo de implante foi fabricado?

_____

11) Qual foi a precisão de ajuste do implante?

☐ ☐ ☐

Ajuste perfeito Pequeno, ainda com ajustes toleráveis. Contatos físicos ruins

12) Uma guia exclusiva foi fabricada na fase pré operatória usando um modelo?

☐ Sim ☐ Não

13) Se sim, qual o tipo de guia foi fabricada?

_____

14) Qual foi a precisão de ajuste da guia?

☐ ☐ ☐

Ajuste perfeito Pequeno, ainda com ajustes toleráveis Contatos físicos ruins

PROCEDIMENTO CIRÚRGICO

1) Quanto tempo durou a cirurgia (tempo de anestesia até o fechamento da incisão)?

☐☐ Horas

2) O modelo foi usado durante a cirurgia?

☐Sim ☐Não

3) Se sim, como você julga o uso do modelo durante a cirurgia em comparação com todas as formas de visualização com respeito a:

a) Seu planejamento cirúrgico

☐ ☐ ☐

Muito pior Igual Muito melhor

b) Seu diagnóstico

☐ ☐ ☐

Muito pior Igual Muito melhor

c) Comunicação entre os membros da equipe cirúrgica?

☐ ☐ ☐

Muito pior Igual Muito melhor

4) O modelo foi esterilizado? Se sim, como?

☐ Auto Clave ☐ Líquido Esterilizante ☐ ETO

☐ Plasma ☐ Radiação Gama ☐ Outros

5) Com qual precisão o modelo permitiu prever e antecipar a visão da cirurgia?

_____

6) Com qual freqüência as seguintes modalidades foram usadas durante a cirurgia?

a) Modelo de planejamento cirúrgico

☐ ☐ ☐

Muito raro Regularmente Muito freqüentemente

b) Outras formas de visualização

☐ ☐ ☐

Muito raro Regularmente Muito freqüentemente

7) Devido o uso do modelo, o tempo de operação se compara ao tempo estimado sem o uso de modelo?

☐ Não mudou

☐ Foi maior, ☐☐ horas Por quê? _____

☐ Foi menor, ☐☐ horas Por quê? _____

8) Como a precisão do modelo se compara com a demanda cirúrgica neste caso?

☐ ☐ ☐ ☐

Muito menos que o necessário Adequadamente Muito mais que o necessário

RESULTADOS

1) Comparado com outras formas de visualização, o uso do modelo teve influência sobre:

a) A precisão e qualidade da recessão facial?

☐ ☐ ☐ ☐

Não teve Pequena Média Grande

b)A precisão e qualidade da osteotomia?

☐ ☐ ☐ ☐

Não teve Pequena Média Grande

c) A comunicação com outros médicos?

☐ ☐ ☐ ☐

Não teve Pequena Média Grande

d) A comunicação com o paciente?

☐ ☐ ☐ ☐

Não teve Pequena Média Grande

e) O sentimento de segurança durante a intervenção?

☐ ☐ ☐ ☐

Não teve Pequena Média Grande

2) Como o uso do modelo de planejamento cirúrgico, comparado com outras modalidades de imagens, mudou o resultado cirúrgico?

a) Este resultado cirúrgico teria sido insatisfatório sem o modelo?

Sim ☐ Não ☐

b) O resultado baseado no modelo foi:

☐ ☐ ☐

Muito pior Neutro Muito melhor

3) Para esta intervenção, o modelo foi:

☐ ☐ ☐

Completamente inútil Neutro Muito útil

4) O planejamento cirúrgico utilizado permitiu a combinação de várias atuações multidisciplinares?

☐ Sim ☐ Não

5) Quais foram os três mais importantes resultados que poderiam ser atribuídos à aplicação do modelo de planejamento cirúrgico?

1. _____
2. _____
3. _____

6) Diagnóstico principal: _____

7) Qual foi a participação do modelo no total dos custos deste procedimento? Por quê?

☐ ☐ ☐

Significativamente alto Metade Significativamente baixo

8) Pode discriminar onde se deu a redução dos custos?

_____

9) Em que extensão os cuidados com o paciente foram afetados pelo uso do modelo?

☐ ☐ ☐

Muito pior Mesmo Muito melhor

10) O uso do modelo afetou a estimativa do número total de intervenções cirúrgicas, as quais seriam necessárias para este paciente (comparado ao que o uso de outras modalidades de visualização faria)?

☐ Não, se não afetou, passe para a próxima questão

Se afetou para mais:

☐ Mais intervenções seriam necessárias por que.....

☐ O modelo indicou que o problema era mais complexo do que indicou outras modalidades de visualização

☐ Se afetou para menos:

☐ Menos intervenções cirúrgicas foram necessárias por que

☐ O modelo indicou que o problema era menos complexo do que indicou outras modalidades de visualização

☐ O modelo indicou que o problema era menos extenso do que indicou outras modalidades de visualização

☐ O uso do modelo permitiu que um número de intervenções fosse combinado em um mesmo procedimento

☐ Outras (especifique) _____

INFORMAÇÕES GERAIS

1) Quais foram suas razões para usar o modelo neste caso?

a) Visualização de apoio

☐ Para melhorar o diagnóstico

☐ Para melhorar o planejamento cirúrgico

☐ Para obter o consentimento do paciente

b) Ação pré operatória

☐ Para simular a cirurgia pré operatoriamente

☐ Para preparar um implante pré operatoriamente

☐ Para preparar um modelo para estudo de resseção

☐ Para uma referência intra-operatória

☐ Outros (especifique)_____

2) Quanto o uso do modelo afetou a escolha dos:

a) Materiais, instrumentos ou aparelhos usados.

☐ ☐ ☐

Nada Metade Muito

b) Modo de avaliação da cirurgia

☐ ☐ ☐

Nada Metade Muito

3) Como o modelo foi comparado com outras formas de visualização para os seguintes itens?

a) detecção do problema?

☐ ☐ ☐

Significativamente inferior O mesmo Forneceu informações únicas

b) localização do problema?

☐ ☐ ☐

Significativamente inferior O mesmo Forneceu informações únicas

c) Diagnóstico do problema?

☐ ☐ ☐

Significativamente inferior O mesmo Forneceu informações únicas

d) Certificação do problema?

☐ ☐ ☐

Significativamente inferior O mesmo Forneceu informações únicas

4) Faça sua escala de valores, do mais importante (1) para o menos importante (8) para os seguintes atributos que compuseram sua decisão de usar um modelo neste paciente

☐ Dureza

☐ Densidade

☐ Cor

☐ Transparência

☐ Precisão / confiabilidade

☐ Esterilizável

☐ Preço

☐ Tempo livre

5) Possivelmente, quem pagaria ou deveria pagar pelo modelo, atualmente fornecido pelo CenPRA?

☐ Paciente

☐ Cirurgião

☐ Hospital

☐ Seguro

☐ Convênio

☐ Outro (especifique) _____

6) Quando o tratamento deste paciente estiver terminado, onde deveria ser mantido o modelo?

☐ Paciente

☐ Cirurgião

☐ Hospital

☐ Seguro

☐ Escola de medicina

☐ Outro

7) O modelo poderá ter outra utilidade na instituição?

☐ Curso
☐ Treinamento
☐ Exposição
☐ Outro _____

8) Se outro paciente requerer uma cirurgia similar, usaria o modelo novamente?

☐ Não, por que? _____

☐ Sim, por que? _____

9) Faça sua escala de valores, do mais útil (1) para o menos útil (6) para as formas de visualização usadas:

a) Pré-operatório:

☐ Raio X

☐ Imagens 2D de T/C

☐ Imagens 3D de T/C

☐ Imagens 2D de RM

☐ Imagens 3D de RM

☐ Modelo

b) Durante a cirurgia:

☐ Raio X

☐ Imagens 2D de T/C

☐ Imagens 3D de T/C

☐ Imagens 2D de RM

☐ Imagens 3D de RM

☐ Modelo

10) De que formas o modelo poderia ser melhorado? _____

11) Especifique um intervalo de tempo aceitável entre analise das imagens, decisão em executar o modelo e a entrega do modelo para planejamento _____.

Responsável / Data _____

Apêndice II – Tabela de avaliação.

O questionário do apêndice I foi apresentado aos médicos para que eles avaliarem os resultados obtidos após a cirurgia do uso dos modelos virtuais e físicos para o auxilio ao planejamento. As tabelas abaixo resumem os resultados compilados das respostas apresentadas pelos médicos.

As tabelas abaixo seguem a tabela 1, ou seja, todas as linhas das outras tabelas correspondem às linhas desta tabela para identificarem hospital, e cidade.

Tabela 1: Tabela de referencia – tabela de referencia das unidades e localização geográfica dos profissionais que responderam ao questionário.

TABELA DE REFERENCIA PARA AS TABELAS QUE SE SEGUEM		
1	Hospital	Cidade
2	Hospital das Clinicas FM USP	São Paulo
3	Hospital das clinicas - faculdade de medicina USP	São Paulo
4	Hospital de reabilitação de anomalias craniofaciais	Bauru
5	Santa Casa de Piracicaba	Piracicaba
6	Santa Casa de Araraquara	Araraquara
7	Santa Casa de Misericórdia de Piracicaba	Piracicaba
8	Hospital Antonio Prudente - Inst. Câncer de Londrina	Londrina
9	Hospital Israelita Albert Einstein	São Paulo
10	Hospital de reabilitação de anomalias craniofaciais - USP	Bauru
11	Santa Casa de Misericórdia de Piracicaba	Piracicaba
12	Hospital de reabilitação de anomalias craniofaciais USP	Bauru

13	Clinica Ambulatorial da Universidade de Santo Amaro	Socorro
14	HC Unicamp	Campinas
15	Santa Casa de Misericórdia de Piracicaba	Piracicaba
16	Madre Maria Teodora	Mogi Guaçu
17	Vera Cruz	Campinas
18	Hospital das Clinicas FMUSP	São Paulo
19	FMUSP - IOT	São Paulo
20	Hospital Santa Casa	Indaiatuba
21	Hospital Brasil	Santo André
22	Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais USP	Bauru
23	Clinica Odontológica da Universidade Santo Amaro	São Paulo
24	HC- FMUSP	São Paulo
25	HC- FMUSP	São Paulo

Tabela 2: Tabela comparativa de especialidades - Quase a totalidade é de buco-maxilo-facial, com os diagnósticos diversos e a razão de se ter um protótipo. Depois de eles conhecerem a tecnologia eles justificaram o uso desta forma.

Especialidade	**Diagnóstico Clínico Inicial**	**Causa Clínica que gerou a necessidade de modelo de planejamento cirúrgico**
buco-maxilo-facial		Reconstrução micro cirúrgica de mandíbula com fíbula

buco-maxilo-facial	Osteorradionecrose	Reconstrução mandibular
buco-maxilo-facial	Seqüela cirúrgica	Inúmeras cirurgias prévias realizadas
buco-maxilo-facial	TV de mandíbula	Planejamento cirúrgico complexo
buco-maxilo-facial	Poli traumatismo/craniotomia descompressiva	Impossibilidade de re-implante de segmento da calota craniana
Buco-maxilo-facial	Ameloblastoma de mandíbula	Reconstrução inexistente a ressecção
Buco-maxilo-facial	ameloblastoma	Modelagem da placa reconstruída
Cranio-maxilo-facial	Hipertrofia côndilo direito	Reconstrução côndilo mandibular
Buco-maxilo-facial	Deformidade dentoesqueletal	Avaliar a necessidade de prótese ou ATM
Buco-maxilo-facial	Telecanto traumático mais enoftalmia esquerda	
Buco-maxilo-facial	Limitação da abertura bucal e laterognatismo mandibular	Ausência de abertura bucal

Buco-maxilo-facial	Atrofia parcial da maxila anterior	Dificuldade de adaptação de enxertos por vestibular
Buco-maxilo-facial	Carcinoma espino-celular	Planejamento para instalação de implantes e prótese imediata
Buco-maxilo-facial	Lesão de palato duro	Ausência da hemimaxila direita
Cirurgia cabeça pescoço	Estesioneuroblastoma	Pré moldagem da placa de reconstrução
Neurocirurgiã o	Hemorragia intracerebral e abscesso cerebral	Após a cirurgia para drenagem do hematoma, o cérebro inchou e a paciente necessitou submeter-se a craniotomia descompressiva.
Buco-maxilo-facial/plástico	Seqüela de ferimento ablativo em face (1/3 médio) por arma de fogo	O alto grau de deformidade ocasionado pela lesão, dificultando uma avaliação precisa através de outros meios diagnósticos.
Buco-maxilo-facial	Seqüela de fratura de zigomático	Extensa deformidade facial e difícil planejamento cirúrgico
Cirurgião Buco Maxilo facial	Fratura complexa mandíbula - côndilos	Acidente de moto. Fratura em local nobre da face
Buco Maxilo Facial	Deformidade óssea maxilo mandibular	Anatomia óssea e avaliação côndilos mandibulares assimétricos
Cirurgião Buco Maxilo Facial	Limitação de abertura bucal + micrognatismo	Ausência de abertura bucal

Cirurgião Traumat. Buco Max. Facial	Atrofia parcial de maxila (região anterior)	A possibilidade de restaurar exatamente o antigo contorno ósseo da maxila
Buco-maxilo-facial	Assimetria facial idiopática	Melhor avaliação da assimetria e possível guia para confecção de implante
Buco-maxilo-facial	Seqüela de osteomielite de mandíbula.	Deformidade mandibular acentuada com difícil planejamento cirúrgico

Tabela 3: Razoes para emprego do modelo - Mais de 70% escolheram como primeiro motivo aumentar a qualidade de diagnostico para utilizar o modelo, e quando responderam o questionário eles já tinham um pouco de experiência em utilizar o modelo. A coluna do meio são outros motivos que justificaram o uso. A experiência do profissional em cirurgias realizadas com o protótipo mostra que em alguns casos é grande e em outros é pequena.

Razão para emprego do modelo	**Outras razões**	**Numero de operações/modelos similares usados durante a experiência profissional**	
		Operações	**Modelos**
Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico		1-5	1-5
Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico	Estudar técnica ressecção e obter concordância do paciente e simular intervenção pré-cirúrgica.	6-10	6-10
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico, estudar técnica de ressecção, obter concordância do paciente, como orientação objetiva durante intervenção, simular intervenção pré-cirúrgica.	6-10	11-50
Produzir um implante pré-operatório	Aperfeiçoar planejamento, estudar técnica ressecção.	11-50	1-5
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Produzir um implante pré-operatório, aperfeiçoar o planejamento cirúrgico.	1-5	1-5
Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico	Produzir implante, estudar técnica de ressecção, simular intervenção.	1-5	1-5
Produzir um implante pré-operatório		11-50	1-5
Estudar técnica de resseção		1-5	1-5
Aumentar a qualidade	Aperfeiçoar planejamento cirúrgico	>50	11-50

do diagnóstico			
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Produzir um implante pré-operatório, aperfeiçoar planejamento, obter concordância do paciente, orientação objetiva, simular intervenção.	1-5	1-5
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico, estudar técnica resseção.	>50	6-10
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Produzir implante, aperfeiçoar planejamento, obter concordância paciente, simular intervenção, testar adaptabilidade do biomaterial de enxerto.	1-5	1-5
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Produzir implante, aperfeiçoar planejamento, estudar técnica resseção, construir prótese, simular intervenção.	1-5	1-5
Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico	Obter concordância do paciente, simular intervenção.	1-5	1-5
Produzir um implante pré-operatório	Aperfeiçoar planejamento, simular intervenção.	11-50	1-5
Produzir um implante pré-operatório		11-50	1-5
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Aperfeiçoar o planejamento	1-5	6-10
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Produzir implante pré-operatório, aperfeiçoar planejamento	1-5	1-5
Aumentar a qualidade do diagnóstico		>50	1-5
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico, obter concordância do paciente após informá-lo do diagnóstico, como uma orientação objetiva durante a intervenção, simular detalhadamente uma intervenção pré-operatório.	>50	11-50
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Aperfeiçoar planejamento cirúrgico / estudar técnica de resseção	>50	6-10
Produzir um implante pré-operatório	Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico / simular detalhadamente uma intervenção operatória	1-5	1-5
Aumentar a qualidade do diagnóstico	Produzir implante pré-operatório, aperfeiçoar planejamento, obter concordância do paciente.	1-5	6-10
Aperfeiçoar o planejamento cirúrgico		6-10	1-5

Tabela 4: Comparação do modelo e outras formas de visualização - O resultado da comparação de outros meios de visualização com o modelo é indiscutível, o resultado é melhor. Na pesquisa, o exame de raios-X é quase sempre utilizado como suplementar ao TC bidimensional.

Como julga o uso do modelo comparado às outras formas de visualização		
Planejamento cirúrgico	**Diagnóstico**	**Comunicação entre membros da equipe cirúrgica**
Modelo não foi usado	Modelo não foi usado	Modelo não foi usado
igual	melhor	De media a alta
melhor	melhor	melhor

melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
Modelo não foi usado	Modelo não foi usado	Modelo não foi usado
Modelo não foi usado	Modelo não foi usado	Modelo não foi usado
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
Modelo não foi usado	Modelo não foi usado	Modelo não foi usado
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
Modelo não foi usado	Modelo não foi usado	Modelo não foi usado
igual	igual	melhor
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
melhor	melhor	melhor
Modelo não foi usado	Modelo não foi usado	Modelo não foi usado
melhor	melhor	melhor

Tabela 5: Tempo de duração da cirurgia - Tempo de cirurgia reduzido devido o uso do modelo. Em muitos casos estimar uma porcentagem foi difícil.

Tempo de duração da cirurgia			**Tempo de operação com e sem modelo**		
horas	**minutos**	**menor**	**horas**	**minutos**	**Motivo**
14	0	1	1		Tempo reduzido com ajustes.
					Diminuiu o tempo com ajustes GRO.
2	0	1	2		Permitiu planejamento preciso.
5	0	1			
2	0	1	1		Implante previamente adaptado.
5	0	1	2		Não teve que pré moldar a placa.
6	0	0			
5	0	0			
4	0	0			
3	0	1	1		Utilização direta de placas moldadas e visão direta da estrutura anatômica.

3	0	1		30	Visualização direta da extensão da lesão.
2	0	1	1		Facilidade de adaptação e planejamento prévios.
6	0	1	3		a confecção imediata da prótese seria impossível.
0	0	1			Ajustes desnecessários.
2	30	1	2		Não necessidade de moldagem e planejamento intra-operatório.
1	0	1	2		Porque teria que fazer a placa no intra operatório.
10	0	1			Foi possível antever a lesão com precisão.
4	0	1			Porque o implante estava pré-moldado.
1	0	1	2	0	Simplificação da técnica
6	0	0			
3	0	1	1	0	Visualização direta da extensão da lesão
2	0	1	4	0	Pela adaptabilidade do implante
0	0	0			
5	0	0			

Tabela 6: Utilização do modelo para projeto de implantes - ainda não está sendo explorado em sua totalidade, porque muitos fazem os projetos de implantes pelo caminho convencional, quando são informados de outras possibilidades. Na utilização, a precisão do ajuste é grande, primeiro no modelo e depois no paciente.

Modelo foi utilizado para adaptação de algum implante padrão	**Se sim, como o implante foi adaptado.**	**Se sim, tipo de implante.**	**Precisão de ajuste do implante.**
não			Não foi fabricado implante
não		sim	Guia em resina cirúrgica
sim			Não foi fabricado implante
sim	Pré-moldado		Pequeno desvio com ajustes toleráveis.
sim	Resina acrílica com miniplacas acopladas para fixação	Calota craniana em resina acrílica.	Pequeno desvio com ajustes toleráveis.

sim	A placa foi moldada pré operativamente.		Ajuste perfeito.
sim	Pré-adaptado do protótipo, placa de titânio.		Pequeno desvio com ajustes toleráveis.
sim		Modelo foi ampliado e não em tamanho real, houve erro.	Contatos físicos ruins.
sim			Não foi fabricado implante
sim	Micro placas e telas foram pré moldadas.		Ajuste perfeito
não			Não foi fabricado implante
sim	Não houve necessidade pois a peça a ser implantada foi personalizada sobre o biomodelo	Poliuretana derivada de óleo de mamona	Ajuste perfeito
sim	Prótese rosqueada no osso		Não foi fabricado implante
sim	Escolha do comprimento exato		Ajuste perfeito
sim	Pré moldagem da placa	Tela de titânio pré moldada.	Ajuste perfeito
sim	a placa foi pré moldada	Placa de acrílico metacrilato.	Ajuste perfeito
não			Não foi fabricado implante
sim	Adquiriu-se um implante (medipore) do formato do defeito, sendo o mesmo esculpido sobre o modelo.		Ajuste perfeito
não			Não foi fabricado implante
sim	Material de Fixação óssea		Ajuste perfeito
não			Não foi fabricado implante
sim		Implante em polímero de mamona	Ajuste perfeito
sim			Não foi fabricado implante
não			Não foi fabricado implante

Tabela 7: Precisão do modelo - Precisão do modelo e qualidade são fatores primordiais.

Comparado com outras formas de visualização, o uso do modelo teve influência sobre:					
Precisão do modelo X demanda cirúrgica	Precisão e qualidade da recessão facial	Precisão e qualidade da osteotomia	Comunicação com outros médicos	Comunicação com o paciente	Sentimento de segurança durante a intervenção
adequada	pequena	grande	grande	grande	Grande
Grande	grande	nenhuma	grande	sim	Melhor
adequada	grande	grande	grande	grande	grande
adequada	grande	grande	grande	nenhuma	grande
adequada	nenhuma	nenhuma	grande	grande	grande
adequada	grande	grande	grande	média	grande
adequada	grande	média	grande	grande	grande
insuficiente	pequena	pequena	pequena	nenhuma	pequena
insuficiente	média	média	nenhuma	grande	grande
adequada	grande	grande	grande	grande	grande

adequada	grande	média	média	grande	grande
adequada	nenhuma	nenhuma	grande	grande	grande
adequada	grande	grande	grande	grande	grande
adequada	grande	grande	grande	grande	grande
adequada	grande	nenhuma	grande	grande	média
adequada	nenhuma	nenhuma	nenhuma	nenhuma	grande
adequada	nenhuma	nenhuma	grande	grande	grande
adequada	nenhuma	nenhuma	grande	grande	grande
excedente	grande	nenhuma	grande	grande	grande
adequada	grande	grande	média	grande	grande
adequada	grande	grande	grande	grande	grande
adequada	grande	grande	grande	grande	grande
insuficiente	nenhuma	nenhuma	grande	grande	nenhuma

adequada	nenhuma	nenhuma	grande	grande	grande

Tabela 8: Planejamento, precisão e segurança são as palavras chave.

Três resultados mais importantes atribuídos à aplicação de modelo de planejamento cirúrgico		
Melhora na qualidade da reconstrução	Diminuição do tempo de cirurgia	Melhor planejamento
planejamento		média
precisão	planejamento	segurança
Adaptação fácil do implante	Adaptação mais exata	Melhor contorno da calota craniana
Acesso intra oral exclusiva	rapidez	
Extensão da lesão.	Área de osteotomia	Adaptação da placa reconstrutiva
Alem dos problemas de escala, a precisão na resseção com visualização da anatomia desde a incisão.	Moldagem de enxerto ou implantes com uso transoperatorio.	Adaptação material síntese.
Decidir o uso de prótese de ATM ou não.	Avaliar tamanho real dos côndilos	segurança
posição correta da osteotomia	Preparo preciso de implantes	
Diagnostico	Avaliação da extensão da lesão e relação com estruturas adjacentes	
Adaptabilidade do material de enxerto personalizado	Certeza do comprimento dos meios de fixação-parafuso	Planejamento com previsibilidade.
Segurança na intervenção cirúrgica.	Relação fiel da prótese na instalação transcirurgica.	Correto posicionamento de implantes osteointegrados.

Precisão no implante zigomático	Escolha do sitio de emergência dos intermediários dos implantes.	Melhor estabilidade da prótese obturadora.
Rapidez no procedimento	Precisão da reconstrução	
Rapidez	Resultado estético.	
Diagnostico	Discussão inter pessoal	Planejamento cirúrgico
Visualização do defeito	Escolha do material	pré adaptação do implante
Visão pré-operatória com precisão diagnóstica	Segurança cirúrgica	Programação da técnica e simplificação
Visualização anatômica	Cirurgia previa no modelo	Diagnostico das alterações do côndilo mandibular
Diagnóstico	Avaliação de extensão da lesão e relação com estruturas adjacentes	
Redução de tempo cirúrgico	Aumento de precisão da adaptação do implante	Certeza de resultados
----	-----	----
Observação precisa do modelo	Decisão pelo tipo de reconstrução	Comunicação entre profissionais

Tabela 9: Razões para uso do modelo - Planejamento e simulação cirúrgica foram eleitos as principais razões para utilização do modelo.

Visualização de apoio: melhorar diagnóstico	**Visualização de apoio: melhorar planeja-mento cirúrgico**	**Visualização de apoio: obter consentimento do paciente**	**Ação pré-operatória: simular cirurgia**	**Ação pré-operatória: prepa-rar implante**	**Ação pré-operatória: prepa-rar modelo para estudo de resseção**	**Ação pré-operatória: referência intra-operatória**	**Ação pré-operatória: outros**	**Especificação de outros**

X	SIM	X	SIM	X	X	X	X	
SIM	SIM	X	SIM	SIM	X		muito	muito
SIM	SIM	X	X	X	SIM	SIM	X	
X	X	X	X	X	X	X	X	
X	SIM	X	X	X	X	X	SIM	Para construir implante aloplastico
X	SIM	X	SIM	SIM	SIM	X	X	
X	SIM	X	SIM	SIM	SIM	SIM	X	
X	SIM	X	SIM	X	X	X	X	
SIM	SIM	SIM	X	X	X	X	SIM	Necessidade ou não de operar as ATM
SIM	SIM	SIM	SIM	SIM	X	SIM	X	
SIM	SIM	X	X	X	X	SIM	X	
X	SIM	X	SIM	SIM	X	X	X	
SIM	SIM	X	SIM	SIM	SIM	SIM	X	
X	SIM	SIM	SIM	SIM	X	X	X	
X	SIM	X	SIM	SIM	X	X	X	

X	SIM	X	X	SIM	X	X	X	
SIM	SIM	X	X	X	X	SIM	X	
SIM	SIM	X	X	SIM	X	X	X	
SIM	SIM	SIM	SIM	X	X	SIM	X	
SIM	SIM	X	SIM	X	X	X	X	
SIM	SIM	X	X	X	X	SIM	X	
X	SIM	SIM	X	SIM	X	SIM	X	
SIM	SIM	SIM	X	X	X	X	X	
X	SIM	X	X	X	X	X	SIM	Para definir a exata extensão e forma do defeito

Tabela 10: Comparações do modelo - O modelo trouxe vantagens em todos os itens avaliados quando comparados com outras formas de visualização para o problema.

Comparação do modelo com outras formas de visualização para o problema			
detecção	localização	diagnóstico	certificação
inferior	o mesmo	o mesmo	o mesmo
o mesmo	o mesmo	Precisão/Confiabilidade	Esterilizável
superior	superior	superior	superior
inferior	inferior	inferior	inferior
superior	superior	o mesmo	o mesmo
o mesmo	superior	o mesmo	o mesmo
o mesmo	o mesmo	o mesmo	superior
o mesmo	o mesmo	o mesmo	o mesmo
superior	superior	superior	superior
superior	superior	superior	o mesmo

superior	superior	superior	superior
superior	o mesmo	superior	superior
o mesmo	o mesmo	o mesmo	o mesmo
superior	superior	superior	inferior
superior	superior	superior	superior
o mesmo	o mesmo	o mesmo	o mesmo
superior	superior	superior	o mesmo
superior	superior	superior	superior
superior	superior	superior	Superior
superior	superior	o mesmo	Superior
superior	superior	superior	Superior
superior	superior	superior	Superior
superior	superior	superior	Inferior
superior	o mesmo	superior	o mesmo

Tabela 11: Escala de valores para decisão de uso do modelo – Preço nestes casos é uma variável que não teve influencia no aspecto que o medico ou o paciente teve que desembolsar algo, o modelo foi cedido. Mas está embutido em muitos casos o aspecto que se eles fossem pagar, haveria muitas dificuldades para o paciente ou o hospital. Isto não é uma variável para o medico lidar com ela.

Escala de valores de atributos para decisão de uso do modelo							
1	2	3	4	5	6	7	8
Precisão/Confiabilidade	Dureza	Esterilizável	Tempo Livre	Cor	Densidade	Transparência	Preço
Tempo Livre	Dureza	Densidade	Transparência	Cor	Preço	Hospital	
Precisão/Confiabilidade	Tempo Livre	Preço	Esterilizável	Dureza	Densidade	Cor	Transparência
Precisão/Confiabilidade	Densidade	Dureza	Transparência	Preço	Esterilizável	Cor	Tempo Livre

Precisão/Confiabilidade	Esterilizável	Preço	Densidade	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza
Cor	Densidade	Tempo Livre	Esterilizável	Dureza	Preço	Transparência	Precisão/Confiabilidade
Precisão/Confiabilidade	Esterilizável	Cor	Densidade	Transparência	Dureza	Preço	Tempo Livre
Dureza	Esterilizável	Cor	Preço	Tempo Livre	Densidade	Precisão/Confiabilidade	Transparência
Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza
Precisão/Confiabilidade	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza
Cor	Transparência	Dureza	Densidade	Precisão/Confiabilidade	Esterilizável	Tempo Livre	Preço
Precisão/Confiabilidade	Preço	Dureza	Tempo Livre	Transparência	Cor	Densidade	Esterilizável
Precisão/Confiabilidade	Transparência	Densidade	Dureza	Cor	Esterilizável	Preço	Tempo Livre
Precisão/Confiabilidade	Esterilizável	Preço	Tempo Livre	Dureza	Densidade	Cor	Transparência

Precisão/Confiabilidade	Tempo Livre	Preço	Dureza	Densidade	Cor	Transparência	Esterilizável
Precisão/Confiabilidade	Esterilizável	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza
Precisão/Confiabilidade	Preço	Esterilizável	Tempo Livre	Dureza	Densidade	Cor	Transparência
Precisão/Confiabilidade	Preço	Esterilizável	Tempo Livre	Dureza	Densidade	Transparência	Cor
Precisão/Confiabilidade	Tempo Livre	Dureza	Densidade	Cor	Transparência	Preço	Esterilizável
Precisão/Confiabilidade	Dureza	Esterilizável	Densidade	Cor	Transparência	Tempo Livre	Preço
Dureza	Densidade	Cor	Precisão/Confiabilidade	Esterilizável	Preço	Tempo Livre	Dureza
Dureza	Dureza	Cor	Dureza	Precisão/Confiabilidade	Esterilizável	Dureza	Dureza
Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza	Dureza
Precisão/Confiabilidade	Preço	Esterilizável	Dureza	Densidade	Cor	Tempo Livre	Transparência

Tabela 12: Quem deveria pagar pelo modelo - deveria ser o convenio ou o hospital.

Quem deveria pagar o modelo	**Especificação de outras razões**	**Onde fica o modelo após o uso**
Hospital		Paciente
Paciente		cirurgião
Paciente	também poderia ser hospital e seguro ou convenio	Cirurgião
Seguro	convenio	Cirurgião
Paciente	seguro e convenio	Cirurgião
Paciente	convenio	Cirurgião
Paciente	convenio	Cirurgião
Seguro		Paciente
Paciente	hospital, convenio	Cirurgião
Paciente	seguro	Cirurgião
Seguro	convenio	Cirurgião
Paciente	convenio	Cirurgião
Paciente	convenio	Cirurgião
Paciente		Cirurgião
Convênio		Escola de Medicina
Seguro		Paciente
Hospital	convenio	Escola de Medicina
Hospital	convenio	Hospital
Paciente	seguro / convênio /	Cirurgião
Paciente	convenio	Cirurgião
Hospital	seguro / convênio	Cirurgião
Paciente	Seguro / convenio	Cirurgião
Hospital	convenio	Escola de Medicina
Hospital	convenio	Hospital

Tabela 13: Formas de visualização usadas no pré-operatório - O exame de raios-X é o principal ou o complemento da tomografia computadorizada.

Escala de valores, do mais útil para o menos útil, para formas de visualização usadas no pré-operatório.					
Imagens 2 D de T/C	**Imagens 3 D de T/C**	**Modelo**	**Imagens 2 D de RM**	**Imagens 3 D de RM**	**Raios-X**
Modelo	Raios-X	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de T/C	Modelo
Modelo	Raios-X	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de T/C
Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Modelo	Raios-X	Raios-X	Raios-X
Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Modelo	Raios-X	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM
Imagens 3 D de T/C	Modelo	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM	Imagens 2 D de T/C	Raios-X
Imagens 3 D de T/C	Modelo	Imagens 2 D de T/C	Raios-X	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM
Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Modelo	Raios-X	Raios-X	Raios-X
Raio X	Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Imagens 3 D de RM
Imagens 2 D de T/C	Modelo	Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 3 D de RM	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Raios-X	Imagens 2 D de T/C
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Imagens 3 D de T/C	Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Raios-X	Raios-X	Raios-X	Raios-X
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM	Imagens 2 D de T/C	Raios-X
Imagens 3 D de T/C	Modelo	Imagens 2 D de T/C	Raios-X	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM

Imagens 2 D de T/C	Modelo	Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de RM
Raios-X	Raios-X	Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Raios-X	Raios-X
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM

Tabela 14: Escala de valores para formas de visualização usadas durante a cirurgia

Escala de valores, do mais útil para o menos útil, para formas de visualização usadas durante a cirurgia.					
Imagens 2 D de T/C	**Imagens 3 D de T/C**	**Modelo**	**Raios-X**	**Raios-X**	**Raios-X**
Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Refinamento de detalhes	em geral os pacientes que pedimos estes modelos possuem tumores malignos da cavidade oral e portanto temos uma certa urgência em operá-los. De 7 a 9 dias é um período excelente.
Modelo	Raios-X	Imagens 2 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de T/C	Imagens 3 D de RM
Modelo	Raios-X				
Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Modelo	Raios-X	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de RM
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM	Imagens 2 D de T/C	Raios-X
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de T/C	Raios-X	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM
Imagens 3 D de T/C	Modelo	Raios-X			
Raio X	Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM
Modelo	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de T/C	Raios-X
Imagens 2 D de T/C	Modelo	Raios-X	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM

Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 3 D de RM	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Raios-X	Imagens 3 D de T/C
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Raios-X				
Imagens 3 D de T/C	Raios-X				
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 3 D de RM	Imagens 2 D de RM	Imagens 2 D de RM	Raios-X
Modelo	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de T/C	Raios-X	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM
Imagens 2 D de T/C	Modelo	Raios-X	Imagens 3 D de T/C	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM
Raios-X	Modelo	Imagens 3 D de T/C			
Raios-X	Modelo				
Modelo	Imagens 2 D de T/C	Imagens 3 D de T/C	Raios-X	Imagens 2 D de RM	Imagens 3 D de RM

Tabela 15: Tempo para receber o modelo - Uma semana é o tempo necessário para se obter o modelo.

Como o modelo pode ser melhorado	**Intervalo de tempo entre análise de imagens, decisão de execução do modelo e sua entrega para planejamento.**
Aumento de precisão	em geral os pacientes são portadores de neoplasias malignas e necessitam de uma intervenção cirúrgica rápida, levando um consideração o fato de trabalharmos em uma instituição publica e o tempo de espera para realização do exame de TC demora muito, não podemos esperar muito pela prototipagem.

	1 semana
Identificando o nome do paciente em cada modelo, material mais liso, menos áspero, menos artefatos onde há presença de metais.	1 semana
Aumentando a área reconstruída	7 a 14 dias
cor e transparência para visualizar estruturas internas	7 dias
	10 a 15 dias
	5 dias úteis
melhor definição da parte dentaria e dos côndilos	1 semana
entregar o côndilo desarticulado do crânio	1 semana
menos artefatos, melhor definição dos côndilos em relação a fossas mandibulares, extensão para posterior dos modelos envolvendo o conduto auditivo	a rotina do hospital entre a chegada e saída do paciente é de 4 dias
	15 dias

	1 semana
se fosse transparente facilitaria a visualização de cavidades e acidentes anatômicos, canais, buracos	o mais rápido
em outros casos identificação de tecidos moles	1 semana
	15 dias
	3 semanas
	3 semanas
De um material que sobrevivesse a esterilização em auto clave	No caso de urgência - 02 dias eletivos 07 dias
maior precisão dos dentes, assim não será preciso utilizar o modelo de gesso ou adaptar o gesso das arcadas dentais	7 dias
Menos artefato - Melhor definição dos côndilos em relação a ossos mandibulares - Extensão dos modelos para posterior, envolvendo o conduto.	A rotina deste hospital, entre a chegada do paciente e a realização da cirurgia é em média 4 dias útil.
Talvez em melhoria da fonte de informação TC.	15 dias
	3 semanas

Apêndice III - Softwares de Análise de Imagens Médicas

Durante a fase de projeto e especificação funcional do software, foi feito uma vasta pesquisa na internet sobre softwares de visualização e segmentação. Uma estratégia adotada foi de testar estes softwares com dados de imagem próprios, gerados na Unicamp, e avaliar os resultados. Muitos se mostraram lentos, de interface complicada, complexa em andar pelos comandos, em manipular as imagens, muitos se mostraram completos, com muitos comandos, funcionalidades, mas que exigiam um conhecimento especializado na área de análise e processamento de imagens. Alguns muito simples. Idéias de interfaces, funcionalidades, foram avaliadas em conjunto com alguns médicos, que aprovavam ou reprovavam as funcionalidades apresentadas. A partir deste ponto, se especificou o *InVesalius*. Os softwares foram obtidos a partir de licenças de 1 mês, ou 3 meses, outros foram obtidos com compromissos de análise e realimentação de resultados. Outros softwares eram livres.

AMIDE - teste código fonte, http://sourceforge.net/projects/amide, ferramentas para visualização, registrar e analisar dados volumétricos funcionais e anatômicos, GPL, GNOME/C/Linux.

BMI - teste código binário, http://sourceforge.net/projects/bmi, toolkit para imagem biomédica, licença BSD, C/Unix/BSD, em desenvolvimento.

MyPACS – http://sol.cc.u-szeged.hu/~kszabo/myPACS.html, sistema de gerenciamento de imagem medica baseado em web (não suporta DICOM) GPL, PHP/MySQL.

CTSim - CT simulador, GPL, teste código binário, plataforma Windows/Linux, versão estável, http://www.ctsim.org/

NIH - ferramenta de manipulação e pintura de imagem, linguagem macro, ferramentas para áreas de medição, distancia e ângulos, e para contagem de objetos. (Plataformas: Mac; custo:livre)

Scian – pacote de visualização cientifica Universidade Estado da Florida (Plataformas: SGI, IBM; Cost: livre)

V - É um software de propósito geral para visualizar dados de ressonância magnética, reconstrução espectral. Processamento e analise (http://v.beckman.uiuc.edu/).

MEDx - É um software de analise e visualização capaz de processar dados multidimensionais de várias fontes de dados, incluindo MRI, CT, PET e SPET, capaz de fornecer a importação de dados no formato DICOM3(Sensor Systems, zeffiro@sensor.com).

Analyze – teste código binário, ambiente de manipulação de imagens medicas 2-3-4-D, para visualização, analise e registro. Caracterização de dados de MRI, CT, raios-X,. Importa dados de vários formatos, interfile, ACR/NEMA, papirus, TIFF. Saída de arquivos em formato ASCII de superfícies para exportar para CAD/CAM. Ferramentas que classificam, medem, segmentam, visualizam e transformam. Imagens. Plataformas: SGI, Sun, HP, DEC.

Papyrus - Toolkit para ler e escrever arquivos de dados no formato papyrus, implementação especifica do padrão DICOM3. 0, para ser uma solução genérica para troca de imagens medicas multimodalidade, ou entre sistemas de computadores diferentes, podendo ser usado para armazenar e arquivar dados de imagens médicas em um formato compatível DICOM. Implementado num hospital universitário de Genebra. Osiris é um pacote de software para manipulação e analise de imagens medicas que utiliza o formato papyrus.

Amira – teste código binário, licença um mês, pacote de visualização e segmentação para imagens biomédicas, Plataformas: SGI, Sun, Windows; Custo - desconhecido.

Khoros – toolkit de processamento de imagem geral (Plataformas: Sun, SGI, IBM, DEC, HP; Custo - livre)

VolPack – biblioteca de software portável para rendering de volume (Plataformas: SGI, Sun, HP, DEC; Custo - desconhecido)

VolVis – pacote de visualização de volume do SUNY. (Plataformas: SGI, Sun, HP; Custo desconhecido)

VoxelBox – rendering de volume 3D para Windows. (Plataformas: PC; Custo:desconhecido)

Wavefront – visualizador de dados (Plataformas: SGI, Sun, IBM, HP, DEC; Custo: desconhecido)

3Dviewnix, teste do código binário, +/- 1000$, Unix, entrada, Dicom com conhecimento detalhado, saída Dicom padrão e raw, funcionalidade Interpolação, filtragem, detecção superfície, segmentação rendering, analise multidimensional. Plataformas: SGI, Sun, PC; Custo: desconhecido- http://mipgsun.mipg.upenn.edu

Xmedcom, teste de código fonte, plataformas Windows/linux, entrada/saída Matrix /ecad6.4 /interfile /analyze /dicom /inw, funcionalidade conversor/orientação, separação fatias, calibração.

Osíris – teste código binário, plataformas Mac/Windows/linux, entrada/saída Pypirus, dicom, read/write, funcionalidade visualização/manipulação de imagens, ROI, VOI, anotações, medições, histogramas, filtros, segmentação, mascaras.

Papirus - teste código fonte e binário, livre, plataformas Mac/Windows/linux, entrada Vários formatos dicom proprietários, saída Dicom padrão e papyrus, funcionalidade Conversor formatos, interpreta e organiza arquivos.

Ezdicom - teste de código fonte e binário, com DELPH, livre, plataforma Windows entrada Dicom, saída Dicom proprietário, funcionalidade visualizador dicom, não mostra imagem, dicom encapsulada.

Dicom3tools – teste código fonte e binário, livre, plataforma linux/mac, entrada/saída Dicom proprietário, funcionalidade conversor de arquivos proprietários para dicom, visualizador.

Efilm - teste código binário, livre, atual não Windows, entrada Dicom padrão saída Jpeg de uma imagem ou múltiplas imagens, funcionalidade Network dicom, arquivar, buscar, brilho/contraste, gerenciador de series, FOV, analise processamento imagens, escalas, medidas.

Mimics - teste código binário com licença 1 mês, 60000 dólares, plataforma Windows entrada Dicom/tiff/bmp/raw saída Dicom, stl, vrml, iges, funcionalidade Segmentação interativa, ferramentas baseadas em vetor para limites, bordas, pontos, rendering de superfície e volume, áreas, medidas, mascaras, vários pacotes adicionais.

Tomovision - teste código binário, licença proprietário, plataforma Windows.

Medcom - teste código fonte, livre, plataforma Windows/linux.

DCMtk - teste código fonte, licença livre, plataforma Windows.

Cviptools - teste código fonte, livre, plataforma Windows/linux.

TKrender - teste código fonte, livre, plataforma linux.

Dicom2 - teste código binário, livre, plataforma Windows.

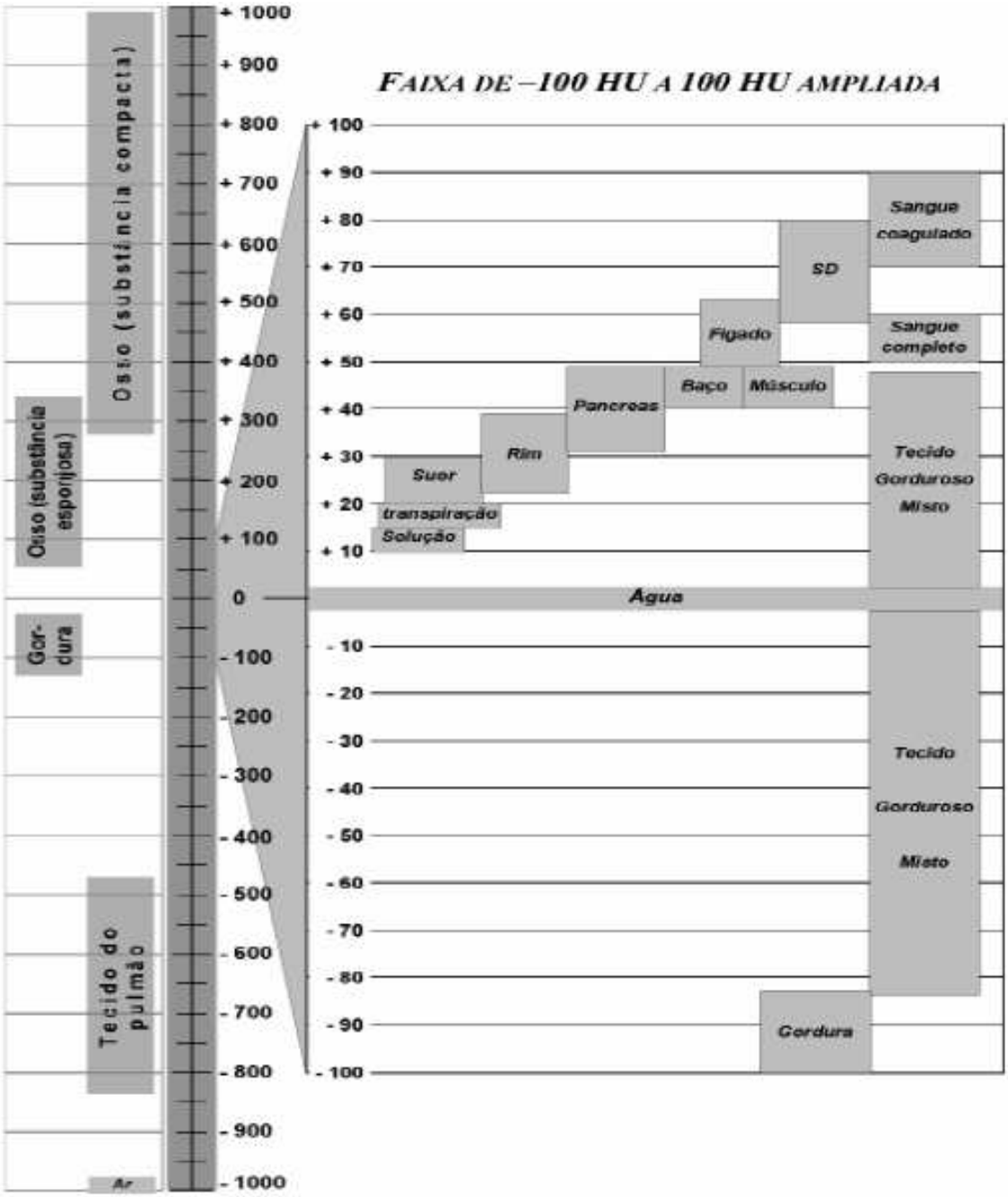
TCLpov - teste código fonte, livre, plataforma linux.

BrainX - teste código fonte, livre, plataforma linux.

Mind requery - teste código fonte, livre, plataforma linux.

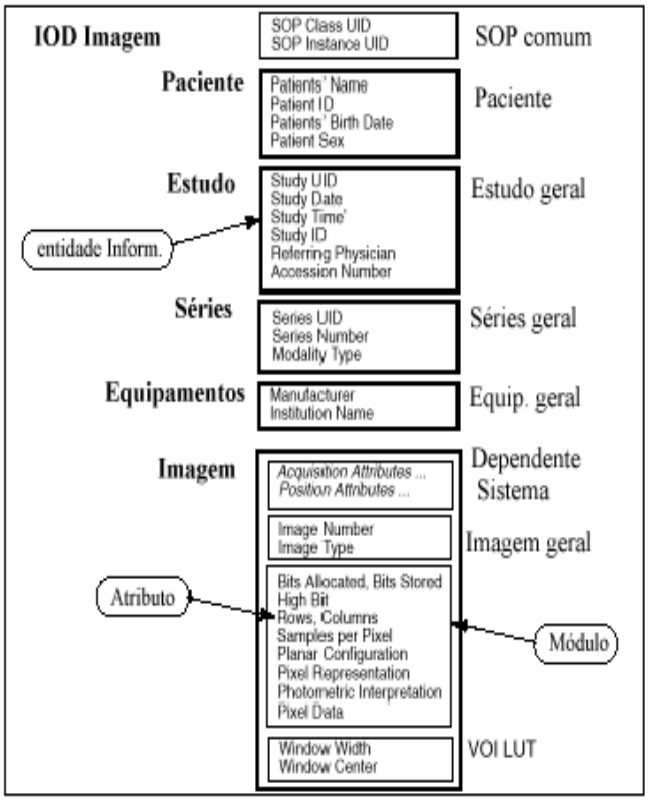
Scion - teste código binário, licença proprietário, Window.
Aires - teste código fonte, segmentação, livre, plataforma linux.
CNTViewer - teste código binário, licença proprietário, plataforma linux.

Apêndice IV - Tabela de Números de Hounsfield para diversos tecidos:



Apêndice V – Formato de arquivos DICOM

Descreve como conjunto de dados armazenados em um *stream* de bytes em um arquivo em um meio físico. Um cabeçalho é criado antes do dado imagem, contendo informações sobre os dados e sobre a aquisição. A sintaxe de transferência do cabeçalho é fixa para que sempre o processo de leitura obtenha esta informação antes que a dos dados. O arquivo é identificado pela localização do diretório e o nome do arquivo, como uma seqüência separada por barra.

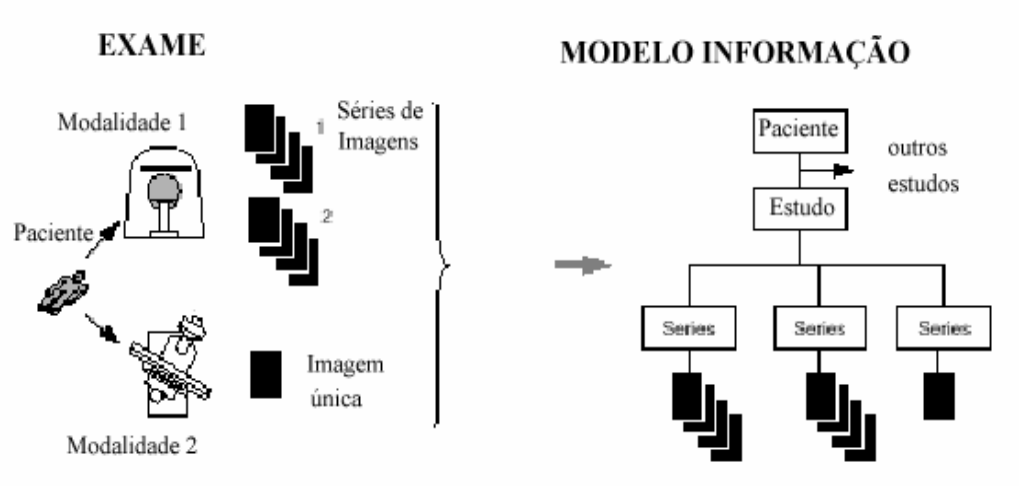


MODELO DE INFORMAÇÃO DE IMAGEM

O manuseamento eletrônico da informação requer um modelo para representar o caminho em que a informação será estruturada. Um modelo de informação de imagem é derivado de um caminho onde imagens são manuseadas no departamento de radiologia. Imagens são coletadas de uma ou mais modalidades, dentro de um folder paciente. Elas são ordenadas no folder paciente baseadas no tipo de exame (série de imagens os quais tem certa relação). Os usuários de cada tipo de modalidade têm sua própria terminologia para este ordenamento, tal como exame, varredura, fatiamento, etc.

Os quatro níveis para o modelo de informação são:

Nível de paciente contém informação de identificação e demográfica do paciente para o qual o estudo pertence. O nível de paciente é o mais alto nível (toda informação coletada de um único paciente é considerada) porque pode haver mais de um estudo de um paciente. Entretanto, é prática normal usar o nível de estudo para a coleta de informação manuseada por vários sistemas para um único pedido de exame.



Nível de estudo, é o resultado de um pedido para certo tipo de exame. Todas as atividades no departamento de radiologia são centradas no manuseamento correto do estudo. Em geral um pedido envolve procedimentos de exame em diferentes modalidades (TC, RM, RX, PET). Isto resulta em séries de uma ou mais imagens, dependendo do protocolo definido para o exame. Todos os dados da imagem são coletados juntos com o mesmo estudo como sendo a raiz. Um único paciente pode ter múltiplos estudos como o resultado de outros (anteriores) pedidos para um procedimento de exame.

Nível de série, abaixo do nível de estudo todas as imagens são coletadas. O nível de série identifica o tipo de modalidade que criou a imagem, data/hora quando a série foi feita, e detalhes do tipo de exame e equipamento usado. Séries são sempre uma coleção de imagens relacionadas vindo de uma única modalidade. O caminho em que as imagens são agrupadas em séries é dependente de seu uso clinico. Quando aquisições em uma seqüência têm uma relação espacial

ou temporal, as imagens resultantes destas aquisições podem ser agrupadas em séries. Uma nova série começa quando a relação existente entre imagens não é válida.

Outro critério de agrupar imagens pode ser coletar imagens de uma única parte do corpo feita durante um exame completo na modalidade. Por exemplo, quando uma modalidade produz um número de imagens do estômago do paciente de diferentes posições e em diferentes momentos, as imagens podem ser coletadas dentro de uma única série. Alguns sistemas produzem mais que uma imagem de uma aquisição. Por exemplo, quando varreduras são feitas em um CT, as imagens reconstruídas de cada varredura são coletadas em uma série e tem uma relação espacial. A próxima varredura será uma nova série, porque na maioria dos casos a varredura é feita de diferentes posições. Em uma série, uma imagem referencia pode ser incluída como uma visão geral da posição de uma fatia individual. Diferentes reconstruções de uma mesma aquisição podem também ser armazenadas em séries separadas.

Nível de imagem, cada imagem contem informação de aquisição e posicionamento, além dela mesma. Dependendo do tipo de modalidade, o nível de imagem contém dados de uma imagem (única), duas imagens (sistema bi plano) ou uma coleção de imagens obtidas em uma única união de dados de imagem em um curto período de tempo (imagens multiframes).

INFORMAÇÃO DA APLICAÇÃO

Informações da imagem requeridas para diagnóstico e outras aplicações. Textos, comentários sobre contraste, terapia, e dispositivos usados durante o exame. Os ajustes do VALOR DE INTERESSE – VI, na maioria dos casos chamado de largura de janela e centro de janela, é uma informação importante. O VOI é a seleção fora do limite de valores de pixels os quais são clinicamente significantes quando mostrando ou imprimindo uma imagem. Somente o limite especificado tem que ser convertido para os níveis de cinza disponíveis, todos os valores fora deste limite são mostrados como pretos ou brancos.

INFORMAÇÃO DE AQUISIÇÃO

Informação dos ajustes e dos detalhes dos equipamentos de aquisição, tais como valores kV dos raios-X, forma do colimador, diâmetro do intensificador de imagem, etc. Também inclui para sistemas MR a identificação e detalhes da seqüência de varredura usada.

Imagens de uma mesma aquisição podem ser identificadas com um número de aquisição. Este agrupamento é dependente do sistema e pode ser parte de uma série única. Mas uma única aquisição pode resultar em múltiplas séries de imagens, cada uma com diferentes características. (este é um dos parâmetros utilizados para ordenar imagens para reconstrução).

INFORMAÇÃO DE POSICIONAMENTO

Informação do posicionamento das imagens no interior do paciente. Dependendo do tipo de modalidade, o caminho no qual a matriz de imagem é posicionada é descrita usando termos simples tais como anterior, posterior, direita, etc. Deve-se ter cuidado para se ter informação suficiente da imagem para que ela possa se mostrada de forma correta. Para séries de TC ou RM onde há uma relação espacial, mais detalhes do espaço tridimensional do corpo do paciente devem ser fornecidos.

INFORMAÇÃO DOS DADOS DE IMAGEM

A imagem é adquirida por um sistema de aquisição e processada para produzir uma imagem visível no formato digital. Esta classe descreve detalhes do caminho que a informação do pixel tem que ser interpretada, tal como tamanho da matriz de pixel, representação do valor de pixel, como ele é codificado, etc. Quando modalidades produzem quadros coloridos tem que se fornecer informação de como os dados imagem são ordenados em diferentes planos de cores.

Apêndice VI - Critérios Qualidade para Aquisição de Imagens

Bongartz [Bongartz] propõe os seguintes critérios de qualidade para aquisição de imagem destacando o que se deve ver, e alguns parâmetros adequados para atingir esta qualidade. Estes servem como um exemplo da pratica clinica atual complementar ao item acima.

Cérebro:

Critério imagem: visualização de todo cérebro, cerebelo, base do crânio, vasos depois de meio de contraste intravenoso.

Reprodução critica: reprodução visualmente nítida de :

Borda entre massa cinzenta e branca

Ganglia basal

Sistema ventricular

Espaço fluido cérebro espinhal em torno do mesencéfalo.

Espaço fluido cérebro espinhal sobre o cérebro

Grandes vasos e choroid plexos depois de meio contraste intravenoso

Critério de radiação: CTDIw cabeça 60 mGy DLP 1050 mGy

Exemplos de boa técnica de imagem:

Posição do paciente: inativo

Volume de investigação: do magno forâmen ao vertex do crânio.

Espessura da fatia nominal: 2-5 mm na fossa posterior; 5-10 mm no hemisfério.

Distância inter-fatias/pitch: contíguo ou um pitch = 1.0

FOV: dimensão da cabeça (cerca de 24 cm).

Gantry inclinação: 10-12° acima linha órbita-meatal (OM) para reduzir exposição da lente dos olhos.

Voltagem do tubo de raios-X: padrão (kV).

Corrente do tubo e produto do tempo de exposição: deveria ser tão baixa quanto consistente com a qualidade da imagem requerida.

Algoritmo de reconstrução: tecido mole.

Largura da janela: 0-90 HU. (cérebro supratentorial).

140-160 HU. Cérebro na fossa posterior.

2000-3000 HU. (ossos).

Nível da janela: 40-45 HU. (cérebro supratentorial).

30-40 HU. Cérebro na fossa posterior.

200-400 HU. (ossos).

Base do crânio:

Critério imagem: visualização de toda base do crânio de C1 a região suprasselar cerebelo inteiro, parte basal dos lobos frontais, vasos depois de meio de contraste intravenoso.

Reprodução critica: reprodução visualmente nítida de:

Estruturas ósseas corticais e trabecular.

Compartimentos preenchidos com ar.

Cela túrcica

Contorno cerebelar

Reprodução da borda entre massa cinzenta e branca (cerebelo)

Espaço fluido cerebroespinhal em torno do talo do cérebro.

Grandes vasos e plexocoroide depois de meio contraste intravenoso.

Critério de radiação: CTDIw nenhum valor especifico como o já disponível - cabeça 60 mGy , nenhum valor especifico como o já disponível DLP 1050 mGy cm.

Exemplos de boa técnica de imagem:

Posição do paciente: inativo

Volume de investigação: de C1 até a região suprasselar.

Espessura da fatia nominal: 2-5 mm.

Distância inter-fatias/pitch: contíguo ou um pitch = 1.0

FOV: dimensão da cabeça (cerca de 24 cm).

Gantry inclinação: linha órbita-meatal (OM).

Voltagem do tubo de raios-X: padrão (kV).

Corrente do tubo e produto do tempo de exposição: deveria ser tão baixa quanto consistente com a qualidade da imagem requerida.

Alto mAs seria requerido se artefatos degradam a qualidade da imagem na fossa posterior

Algoritmo de reconstrução: alta resolução ou tecido mole/padrão.

Largura da janela: 70-90 HU. (cérebro supratentorial).

100-160 HU. Cérebro na fossa posterior.

2000-3000 HU. (ossos).

Nível da janela: 40-45 HU. (cérebro supratentorial).

30-40 HU. Cérebro na fossa posterior.

200-400 HU. (ossos).

Face e seio nasal:

Critério imagem: visualização da face inteira do palato ao topo do sinus frontal, vasos depois de meio de contraste intravenoso.

Reprodução critica: reprodução visualmente nítida de:

Estruturas ósseas corticais e trabecular.

Seio nasal frontal e esfenóide.

Órbita.

Globo, nervo ótico e músculos orbitais.

Etinóide.

Maxila e seio nasal.

Cavidade nasal.

Rinofaringe.

Critério de radiação: CTDIw 35 mGy , DLP 360 mGy cm.

Exemplos de boa técnica de imagem:

Posição do paciente: inativo para varredura axial, inativo ou prostrado para varredura coronal.

Volume de investigação: do palato ao topo do sinus frontal.

Espessura da fatia nominal: 3-5 mm, TC helicoidal é preferível para avaliação da face.

Distância inter-fatias/pitch: contíguo ou um pitch = 1.0, 1-2 mm ou pitch até 1.2 – 1.5 seria usado no exame do seio nasal.

FOV: dimensão da cabeça (cerca de 24 cm).

Gantry inclinação: 0 a -10° da linha órbita-meatal (OM) para varredura axial da face, conforme posição do paciente para varredura coronal.

Voltagem do tubo de raios-X: padrão (kV).

Corrente do tubo e produto do tempo de exposição: deveria ser tão baixa quanto consistente com a qualidade da imagem requerida.

Algoritmo de reconstrução: alta resolução ou padrão.

Largura da janela: 140-1000 HU. Tecidos moles.

1500-3000 HU. (ossos).

Nível da janela: 30-100 HU. Tecido mole.

200-400 HU. (ossos).

A modificação da técnica pode ser feita mudando a angulação do gantry inclinação ou posição do paciente para evitar artefatos, exame do seio nasal em uma posição prostrado para manter a secreção inflamatória fora do complexo oseomeatal.

Órbita:

Critério imagem: visualização de toda órbita, paredes ósseas e vasos depois de meio de contraste intravenoso.

Reprodução critica: reprodução visualmente nítida de:

Estruturas paredes ósseas.

Canal do nervo ótico.

Globo.

Nervo ótico.

Músculo orbital.

Gordura retrobulbar

Principais vasos depois de meio de contraste intravenoso.

Critério de radiação: CTDIw nenhum valor especifico como o já disponível - cabeça 60 mGy , nenhum valor especifico como o já disponível DLP 1050 mGy cm.

Exemplos de boa técnica de imagem:

Posição do paciente: inativo para varredura axial, inativo ou prostrado para varredura coronal.

Volume de investigação: de 0.5 cm abaixo a 0.5 cm acima da cavidade orbital. Espessura da fatia nominal: 2-5 mm.

Distância interfatias/pitch: contíguo ou um pitch = 1.0.

FOV: dimensão da cabeça (cerca de 24 cm), redução secundaria do FOV é necessária para avaliação de patologias agudas.

Gantry inclinação: -6 a -10° da linha órbita-meatal (OM) ou paralela ao nervo ótico para varredura axial; conforme posição do paciente para varredura coronal.

Voltagem do tubo de raios-X: padrão (kV).

Corrente do tubo e produto do tempo de exposição: deveria ser tão baixa quanto consistente com a qualidade da imagem requerida.

Algoritmo de reconstrução: alta resolução ou padrão.

Largura da janela: 140-300 HU. Tecido mole.

Cerca de 4000 HU. Janela de órbita especial.

2000-3000 HU. (ossos).

Nível da janela: cerca de 0 HU. (janela de órbita especial).

30-40 HU. Tecido mole.

200-400 HU. (ossos).

Apêndice VII - Segmentação

Neste apêndice são descritos os métodos de segmentação utilizados no *InVesalius*, quanto a seus parâmetros de entrada e o pipeline de operação dos algoritmos.

Rendering de Volume Direto - A tarefa de encontrar a função de transferência

O rendering de volume direto como colocado no texto foi alterado algumas funções de transferência de opacidades para ajustar este algoritmo à estrutura que já estava implementada no *InVesalius*. Outras funções de transferência para ajustar o histograma como um meio de informação a mais deve ser colocado num futuro próximo.

Atribuindo propriedades óticas renderizavel para valores numéricos os quais compreendem o conjunto de dados, a função de transferência torna os dados do volume visível. As funções mais gerais são aquelas que atribuem opacidade, cor e emitância. Rendering úteis podem ser obtidos a partir de funções de transferência às quais atribuem opacidade, com cor e brilho derivados de iluminação simulada. Esta ilumina o volume de acordo com algum modelo de sombreamento (*shading*). O termo *função de opacidade* refere-se a este subconjunto limitado de funções de transferência. Durante o processo de rendering valores dos dados amostrados e interpolados são passados através da função opacidade para determinar sua contribuição na imagem final. Como normalmente a função de opacidade não leva em conta a posição da região sendo renderizada, a regra da função de opacidade é fazer opaco aqueles dados que correspondem consistentemente, através de todo o volume, a características de interesse.

Encontrar uma boa função de transferência é critica para produzir um rendering informativo, mas mesmo se a única variável que precisa ser ajustada seja opacidade, ainda é uma tarefa difícil. Ver através das fatias que compõem o volume permite localizar espacialmente características de interesse, e um meio de ler valores de um ponto especificado pelo usuário na fatia pode ajudar no ajuste da função de opacidade para aquelas características mais claras, luminosas. Mas não há como saber quão representativo de todas as características, em três dimensões, são estes valores amostrados individualmente. Encontrar uma boa função de

opacidade tende a ser um processo lento e frustrante de tentativa e erro. Mudanças aparentemente de pouca importância em uma função de opacidade podem levar a mudança drástica na imagem renderizada. Isto se torna mais confuso com a interação de outros parâmetros de rendering, como sombreamento, iluminação, e ângulo de visão.

Rendering de volume direto de fronteiras

Uma suposição feita é que características de interesse no volume escalar são regiões limítrofes entre áreas de material relativamente homogêneo, válido para imagens médicas. Mas se o objetivo é renderizar as fronteiras do objeto, porque usar rendering de volume direto e não rendering isosuperficie? Embora esta questão não necessite de investigação, é largamente aceito que rendering direto evita classificação binária inerente em rendering de isosuperficie – qualquer isosuperficie passa através de um voxel ou não. Para entender que uma superfície de objeto esteja associada com uma faixa de valores, uma função opacidade pode fazer uma faixa de valores opaco ou translúcido. Isto é útil quando ruído ou medidas de artefatos atrapalha a correlação entre valores de dados e tipo de material.

Segmentação

Todos os métodos descritos aqui são implementações da biblioteca ITK. De acordo com um objetivo especifico para foi desenvolvido um pipeline próprio. Estes algoritmos estão em testes para aparecerem na versão 3 do InVesalius. As alternativas de arranjos seqüenciais ou malhas realimentadas são grandes, e por isso estas implementações realizadas no InVesalius estão sempre sendo ajustadas e otimizadas para atender um fim especifico, por exemplo, segmentação de cérebro, coração ou artérias, são áreas especificas.

1- Crescimento de Região.

Método de Threshold Conectado - A inicialização do algoritmo requer que o usuário forneça um ponto semente, localizado na porção central da região de interesse. Um caminho simples de incluir pixels em uma região de crescimento é avaliar valores de intensidade dentro de um

intervalo especifico, usando um filtro de *ConnectedThresholdImageFilter*. Uma função "*flood fill iterator*" estabelece um critério para decidir se um pixel particular é ou não incluído na região corrente. O critério utilizado é baseado no intervalo de valores de intensidade fornecido pelo usuário.

O ruído presente na imagem pode reduzir a capacidade do filtro de crescer por grandes regiões. É conveniente utilizar um pré processamento da imagem usando um filtro de suavização de preservação de bordas, por exemplo, *CurvatureFlowImageFilter*. Este filtro precisa de dois parâmetros para ser ajustados e dependem da quantidade de ruído da imagem, o numero de interações e intervalo de tempo (*SetNumberOfIterations*, *setTimeStep*). Os intervalos, se ajustados muito próximos permite flexibilidade suficiente para a região crescer, se ajustados muito distantes um do outro resultará em uma região que pode incorporar a imagem. A saída é uma imagem binária com zeros em todos os lugares exceto na região extraída. Uma vulnerabilidade do método é quando a estrutura anatômica a ser segmentada não tem uma distribuição estatística homogênea de valores de intensidade dos pixels sobre o espaço imagem. Uma solução é tentar vários intervalos de threshold e um conjunto de sementes.

Segmentação Otsu - Outro critério de classificar pixels é minimizar o erro de uma má classificação. O método de threshold por Otsu é baseado na seleção do menor ponto entre duas classes ou picos. O objetivo é encontrar um threshold que classifique a imagem em dois clusters. Quer-se minimizar a área sob o histograma pra um cluster tal que ele fique ao lado do outro cluster separado pelo threshold. Variância entre classes: a variação dos valores médicos para cada classe a partir da media de intensidade total de todos os pixels. Isto é equivalente a minimizar a variância dentro da classe ou equivalentemente maximizar a variância entre a classe. Todos thresholds possíveis são avaliados neste caminho, e aquele que maximiza a variância total é escolhido como threshold ótimo. O método SetNumberOfHistogramBins define o numero de bins a ser usado para calcular o threshold Otsu. Imagens ruidosas limitam o desempenho do filtro OtsuThresholdImageFilter, principalmente quando não há uniformidade espacial, como é o caso de imagens RM, devido à polarização do campo.

Confidence Connected - A inicialização do algoritmo requer do usuário um ponto semente, localizado dentro da região da estrutura anatômica a ser segmentada. Uma pequena vizinhança

em torno do ponto semente será usada para calcular a média e o desvio padrão inicial para critério de inclusão.

O critério utilizado pelo filtro *ConfidenceConnectedImageFilter* é baseado na simples estatística da região corrente. Primeiro a algoritmo calcula a média e o desvio padrão dos valores de intensidade para todos os pixels incluídos na região. O usuário fornece um fator para multiplicar o desvio padrão e define uma faixa em torno da média. Pixels vizinhos cujos valores de intensidade caem dentro da faixa são aceitos e incluídos na região. Quando nenhum pixel vizinho é encontrado que satisfaça o critério, o algoritmo termina sua primeira iteração. Neste ponto, média e desvio padrão dos níveis de intensidade é recalculado usando todos os pixels incluídos na região. Esta média e desvio padrão definem uma nova faixa de intensidade que é utilizada para visitar vizinhos de regiões correntes e avaliar se suas intensidades caem dentro da faixa. Este processo iterativo é repetido até que não se some mais pixels ou o número máximo de iterações seja alcançado.

Ruído presente na imagem pode reduzir a capacidade do filtro de crescer em grandes regiões. Recomenda-se pré-processar a imagem usando um filtro de suavização de preservação de bordas, por exemplo, o *CurvatureFlowImageFilter*.

O filtro *ConfidenceConnectedImageFilter* requer dois parâmetros. Primeiro o fator multiplicador, que define quão grande será a faixa de intensidades. Pequenos valores restringirão a inclusão de pixels tendo intensidades muito similares para aqueles na região corrente. Valores grandes do multiplicador relaxarão a condição de aceitação e resultarão em um maior crescimento da região. Pode fazer com que a região cresça dentro de regiões vizinhas que podem pertencer a estruturas anatômicas separadas. Segundo, o numero de iterações, é especificado baseado na homogeneidade das intensidades da estrutura anatômica a ser segmentada. Regiões altamente homogêneas somente requerem um par de iterações. Regiões, com efeito, rampa, tipo imagens de RM com campos não homogêneos, requerem mais iterações. Na prática, maior cuidado deve ser dado na seleção do fator de multiplicação que o numero de iterações. Entretanto, tenha em mente que não há razão para assumir que este algoritmo convergiria para uma região estável. É possível que deixando o algoritmo executar por mais iterações a região

acabará invadindo a imagem inteira. A saída do filtro é uma imagem binária com pixels de valor zero em todos os lugares exceto na região extraída.

Este filtro é também vulnerável quando a estrutura anatômica a ser segmentada não tem distribuição estatística homogênea sobre o espaço imagem. Podem-se testar diferentes valores de iterações para verificar como a região aceita se estenderá.

Isolated Connected - O filtro *IsolatedConnectedImageFilter* é uma variante próxima do filtro *ConnectedThresholdImageFilter*. Neste filtro duas sementes e um threshold inferior são fornecidos pelo usuário. O filtro crescerá em uma região conectado a primeira semente e não conectada a segunda. De modo a fazer isto, o filtro encontra um valor de intensidade que poderia ser usado como threshold superior para a primeira semente. A busca binária é usada para encontrar o valor que separa ambas as sementes.

Como no *ConnectedThresholdImageFilter*, precisa-se especificar o valor de intensidade que será ajustado aos pixels de saída e pelo menos uma semente para definir a região inicial. É importante ter em mente que a segmentação está sendo feita na versão suavizada da imagem. A seleção dos valores de threshold deveria, portanto ser apresentada na imagem suavizada desde que a distribuição de intensidades possa ser diferente daquela da imagem de entrada. Este filtro é indicado em casos onde estruturas anatômicas são difíceis de separar. Selecionando uma semente em uma estrutura e outra semente na estrutura adjacente cria ajustes apropriados para calcular o threshold que separará ambas as estruturas.

2- Segmentação *Level Set*

Conceitos Básicos: (Sethian, 1985) (Sethian, 1999)(Malladi, 1997) (Ibanez,2003)

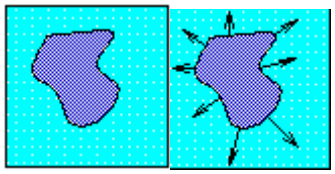
Método Level Set: formulação do valor inicial

Acompanhamento de uma borda que se move - Suponha uma interface que separa uma região da outra, e uma velocidade F que lhe diga como cada ponto da interface se move. Na figura A, uma curva preta separa um azul escuro na parte interna da parte externa azul clara, e em cada

ponto da curva preta a velocidade F é dada (B). Esta velocidade pode depender de uma variedade de efeitos físicos. Por exemplo:

Imagine que o azul escuro é gelo e o azul claro é água. Então a fronteira pode encolher enquanto o gelo derrete, ou crescer enquanto o gelo se congela; a velocidade depende então do salto de temperatura entre os dois. Imagine que o azul escuro é mel e o azul claro é chá. Então a fronteira move-se enquanto o líquido pesado cai no claro, e a velocidade depende da gravidade, da relação das densidades do fluido, e da tensão de superfície entre os dois.

A maioria das técnicas numéricas confia nos marcadores, que tentam seguir o movimento da fronteira quebrando-o acima em "bóias" (buoys) que são conectadas por partes de corda. A idéia é mover cada bóia sob a velocidade F, e confiar nas cordas conectando as coisas em linha reta. A esperança é que mais bóias farão à resposta mais exata. Infelizmente, as coisas começam a ficar arriscadas se as bóias tentarem cruzar sobre elas mesmas, ou se a forma tentar quebrar em duas; nestes casos, é muito duro manter as bordas organizadas. Em três dimensões, seguir uma superfície parece como uma onda do oceano quebrando é particularmente resistente.



A B

Figura 1 - Evolução das curvas *Level Set.*

O método *Level Set* - Mais do que seguir a interface, o *Level Set* introduzido por Over e Sethian [Sethian, 1999] [Sethian, 1985] em vez disso toma uma curva original (figura 3-48 vermelha na esquerda), e a constrói dentro da superfície. Essa superfície em forma de cone, que é mostrada em azul, tem uma grande propriedade; ela intercepta o plano xy exatamente onde a curva se situa. A superfície azul é chamada de função *Level Set*, porque ela aceita como entrada algum ponto no plano e devolve sua altura como saída. A parte *front* vermelha é chamada o *Level Set* zero, porque é a coleção de todos os pontos que estão na altura zero. A função *Level Set* Φ (x,y,t) se

move tal que ela sobe, desce, expande, retrai.

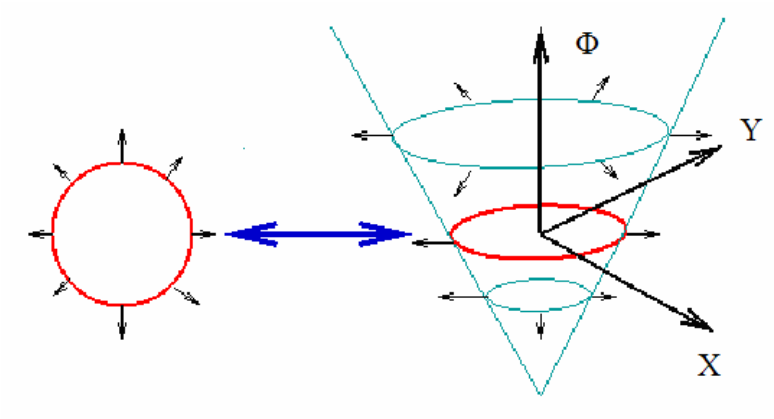


Figura 2- Função *Level Set*

Front original	Função level set
Front permanece no plano xy	Front é a intersecção da superfície e plano xy
Contorno = sessão transversal em z=0	

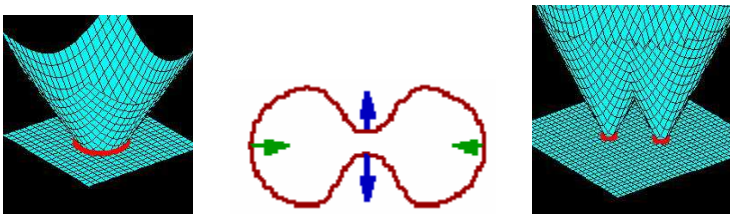
Uma outra maneira de ver porque esta é chamada "uma superfície *level set*" é imaginar uma serra que possa cortar uma fatia da superfície e então a deixar cair no plano xy. Entretanto, a fatia tem que estar perfeitamente em nível.

- se a serra cortar a superfície *level set* azul na altura zero acima do plano xy, o anel que cairá ao plano xy será o front vermelho original.

- se a serra cortar em alguma outra altura, um anel diferente cairá para baixo, produzindo uma das curvas azul preferivelmente.

Como se move o front[42]: Define-se a velocidade F que especifica como os pontos do contorno se movem no tempo, constrói um valor inicial para a função *Level Set* Φ (x,y,t=0) baseada na posição do contorno inicial, ajusta Φ sobre o tempo, contorno corrente definido por (x(t), y(t),t)=0. A idéia é que em vez de mover o front vermelho, o qual pode fazer todas as espécies de coisas estranhas, pode-se tentar e preferivelmente mover a superfície de forma

correta. Em outras palavras, a função *Level Set* expande, levanta, cai, e faz todo o trabalho. Para encontrar onde o front está, pegue a serra e corte a superfície na altura zero.



A B C

Figura 3 - *Level Set* – (A) Curva vermelha é zero *Level Set* (C) *Front* inicial são duas curvas que se ligam conforme elas crescem [Sethian, 1999].

O movimento sobre uma forma mais complexa, sob uma curvatura, por exemplo, cada peça da curva move perpendicular a curva com velocidade proporcional à curvatura, desde que a curvatura pode ser negativa ou positiva (dependendo se a curva está no sentido horário ou anti-horário) algumas partes da curva movem para fora e outras para dentro, figura (B).

Isto é chamado "uma formulação do valor inicial" porque a posição inicial da interface dá dados iniciais para um problema dependente do tempo. Em outras palavras, a solução começa em uma dada posição e evolui no tempo.

Pode parecer estranho analisar um problema de uma curva que se move e negociá-la para uma superfície que se move. A boa razão encontra-se em dar uma boa olhada na superfície na direita, figura Função Level Set acima. A parte *front* vermelha pode começar descontroladamente contorcida, mas a função *Level Set* azul é bem comportada. Todos os problemas complicados de quebrar e de fundir são fàcilmente tratados. Melhor ainda, tudo trabalha para superfícies tridimensionais sem nenhuma mudança.

Uma vantagem igualmente importante é que é fácil construir esquemas numéricos exatos para aproximar as equações do movimento. É porque mais do que seguir bóias ao redor, a qual pode terminar se colidindo, pode-se em vez disso estar no plano xy e calcular a resposta. Usando

[42] Zoltan Kato – www.cab.u-szeged.hu/~kato/variational/

outra terminologia, o método marcador de partícula é cobertura homem-a-homem, enquanto os métodos *Level Set* são uma zona de defesa. Tudo junto, o truque de encaixar o *front* em uma função dimensional mais elevada valoriza o custo adicionado (de fato, com algum trabalho, tal o mesmo seria feito naquelas técnicas do marcador).

Qual é a diferença entre métodos Fast Marching e métodos Level Set? - Métodos *Fast Marching* são projetados para problemas em que a função da velocidade nunca muda o sinal, tal que o front está movendo sempre para frente ou para trás. Isto permite converter o problema a uma formulação estacionária, porque o front cruza cada ponto de grid vermelho somente uma vez. Esta conversão a uma formulação estacionária, mais um grupo inteiro de truques numéricos, dá grande velocidade.

Métodos *Level Set* são projetados para os problemas em que a função velocidade pode ser positiva em alguns lugares é negativa em outros, assim o *front* pode se mover à frente em alguns lugares e para trás em outros. Significativamente mais lento que métodos *fast marching*, porem encaixando o problema em uma dimensão mais elevada dá ao método uma grande generalidade.

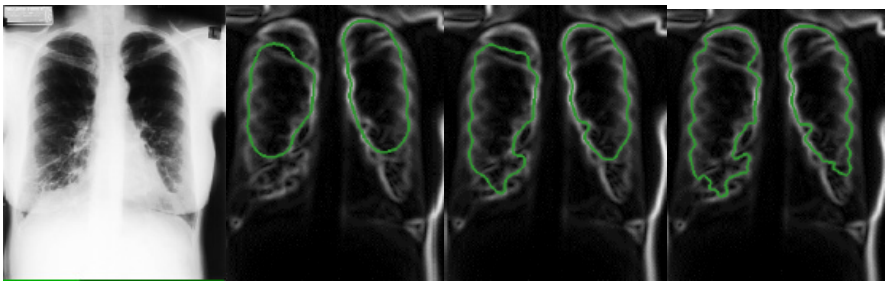


Figura 4 - Exemplo do funcionamento do *level set* numa imagem de raios-X, variando o parâmetro viscosidade de 5, 2, 0.5.

Propagação do front – uma interface fechada se movendo em um plano, ou um front move de um contorno inicial para a borda da imagem ao longo de seu vetor normal com uma velocidade. Há duas representações diferentes no front: representação paramétrica e representação *Level Set* (geodésica).

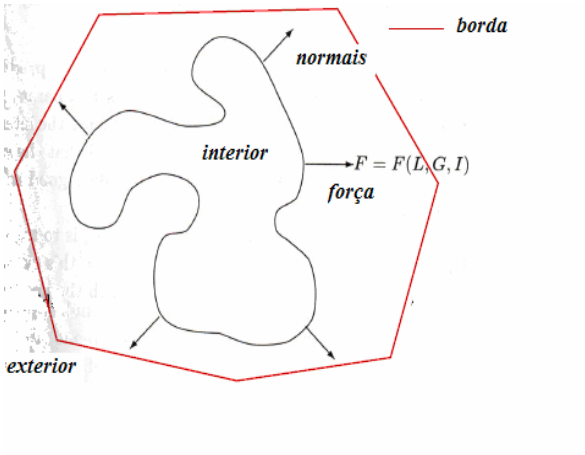


Figura 5 - Propagação da curva com velocidade nas normais.

Representação do front – Em funções paramétricas 2 D, a definição da função depende dos diferentes objetos, e é difícil de expressar uma curva complexa. O level set usa uma função de maior dimensão para representar a curva.

Front zero level set – para evitar contornos complexos 3 D, sempre se supõe que o contorno corrente tem altura zero. O sistema de coordenadas dinâmicas o plano Oxy é definido sobreposto dinamicamente com o front envolvente.

Tempo de processamento: Há duas considerações importantes quando analisando o tempo de processamento para alguma tarefa particular de segmentação *Level Set*: a área da superfície envolvendo a interface e a distância total que a superfície precisa "viajar". Porque as equações de *Level Set* são usualmente resolvidas somente em pixels próximos à superfície (métodos de *Fast Marching* são uma exceção) o tempo tomado em cada iteração depende do número de pontos na superfície. Isto significa que como a superfície cresce, o "resolvedor" criará instabilidades numéricas na solução; a distância que a superfície precisa "viajar" na imagem dita o número total de iterações requeridas.

Algumas técnicas de *Level Set* são relativamente insensíveis a condições iniciais e são, portanto apropriadas para segmentação por crescimento de região. Outras técnicas, tais como *LaplacianSegmentationLevelSetImageFilter* podem ser facilmente presumidas na característica da imagem próximas a sua inicialização e devem ser usadas somente quando uma razoável

segmentação anterior é disponível como inicialização. Para melhor a eficiência, o modelo inicial da superfície deve ser considerado a melhor suposição possível para a solução. Quando se utilizam aplicações para imagens de alta ordem dimensional, podem-se melhorar os resultados e diminuir o tempo de processamento utilizando uma aproximação multi-escala. Comece com um volume sub-amostrado (para baixo) e trabalhe voltando para a resolução completa usando os resultados em cada escala intermediaria como a inicialização para a próxima escala.

Segmentação Fast Marching: Quando a equação diferencial que governa a evolução do *Level Set* tem uma forma muito simples, um algoritmo de rápida evolução chamado de *Fast Marching* pode ser usado. O termo velocidade usado na equação diferencial é fornecido pelo usuário na forma de uma imagem, tipicamente calculado como uma função da magnitude do gradiente. Vários mapeamentos são comuns na literatura, como exponencial negativo, exp (−x) e recíproco 1/ (1+x). Aqui se utilizou a função sigmóide, em que os parâmetros de controle podem ser customizados para formar uma boa imagem velocidade.

O mapeamento é feito de tal forma que a velocidade de propagação do front será muito lenta próxima a altos gradientes da imagem, e se moverá mais rápido em áreas de baixo gradiente. Este arranjo fará com que o contorno se propague até que se alcance às bordas das estruturas anatômicas na imagem e então diminuirá a velocidade no front daquelas bordas. A saída do filtro *FastMarchingImageFilter* é um mapa, *time-crossing map*, que indica para cada pixel, quanto tempo ele tomaria para o front chegar à localização do pixel.

A aplicação de um threshold na imagem de entrada é equivalente a tomar um instantâneo do contorno em um tempo particular durante a evolução. É esperado que o contorno leve um grande tempo para atravessar as bordas de uma estrutura anatômica particular. Isto resultaria em grandes mudanças nos valores do *time-crossing map* próximo à borda da estrutura. Segmentação é apresentada com este filtro estabelecendo uma faixa de tempo no qual o contorno estava contido por um longo tempo em uma região no espaço imagem.

A aplicação do filtro *FastMarchingImageFilter* para segmentação envolve um estágio inicial de suavização da imagem usando um filtro de preservação de bordas, para retirar o ruído

da imagem de entrada, *CurvatureAnisotropicDiffusionImageFilter*, cuja imagem de saída suavizada é passada para o filtro *GradientMagnitudeRecursiveGaussianImageFilter*. Este filtro apresenta o equivalente de uma convolução com um kernel gaussiano seguido por um operador derivativo. O sigma deste gaussiano pode ser usado para controlar a faixa de influencia das bordas da imagem.

A magnitude do gradiente calculada do filtro de suavização é passada para o filtro *SigmoidImageFilter*. Este filtro requer dois parâmetros para definir a transformação linear aplicada ao argumento sigmóide. *SetAlpha* e *SetBeta* são usados para intensificar as diferenças entre regiões de valores altos e baixos na imagem velocidade. Em um caso ideal, os valores de velocidade seriam 1.0 em regiões homogêneas da estrutura anatômica e o valor decairia rapidamente para 0.0 em torno das bordas da estrutura.

A saída deste filtro é uma imagem potencial que será usada para regular o termo velocidade da equação diferencial que descreve a evolução do *Level Set*. Finalmente a saída do *FastMarchingImageFilter* é passada para o filtro *BinaryThresholdImageFilter* de modo a produzir uma máscara binária que representa o objeto segmentado. O threshold superior define o instantâneo de tempo que nos tomamos do *time-crossing map*. O ideal seria o usuário poder alterar o threshold interativamente e visualizar a imagem de retorno.

O filtro *FastMarchingImageFilter* requer um ponto semente fornecido pelo usuário, do qual o contorno se expandirá. Vários pontos semente aumentarão as chances de segmentar um objeto complexo sem perder partes. Vários pontos semente também ajudam a reduzir a quantidade de tempo necessária para frente visitar todo o objeto e, portanto reduz os riscos de falhas nas bordas de regiões visitadas anteriormente. Por exemplo, quando segmentando um objeto alongado, não é desejável localizar um único ponto semente em um extremo do objeto, desde que o front necessitará de um grande tempo para propagar para o outro extremo do objeto. Localizando várias sementes ao longo do eixo do objeto provavelmente será a melhor estratégia para assegurar que o objeto inteiro será capturado cedo na expansão do front. Uma das propriedades importantes do *Level Set* é sua habilidade natural para fundir vários fronts

implicitamente sem algum "bookkeeping" extra. O uso de múltiplas sementes utiliza boa vantagem desta propriedade.

Outro parâmetro fornecido pelo usuário é o tamanho da imagem a ser produzida na saída, um *SetOutputSize*. O tamanho pode ser obtido da imagem de saída do filtro de suavização. Desde que o front representando o contorno propagará continuamente sobre o tempo, é desejável para o processo terminar em um tempo determinado. Isto permite economizar tempo de computação sob a suposição que a região de interesse tenha sido alcançada. Em principio o valor de parada *SetStoppingValue* seria um pouco maior que o valor de threshold.

Uma vulnerabilidade deste filtro é quando estruturas anatômicas a serem segmentadas não ocupam a região estendida da imagem. Isto é verdadeiro quando a largura da estrutura é comparável ao tamanho das bandas de atenuação geradas pelo filtro gradiente. Uma solução é usar múltiplas sementes distribuídas ao longo do objeto alongado.

Level Set - Segmentação Shape Detection - A implementação deste filtro *ShapeDetectionLevelSetImageFilter* no ITK é baseada no trabalho de Malladi et al[Malladi, 1995]. Há um termo adicional baseado na curvatura que governa a equação diferencial. Ele age como um termo de suavização onde áreas de alta curvatura, assumidas serem devido a ruídos, são suavizadas. Parâmetros de escalamento são usados para controlar o tradeoff entre o termo de expansão e o termo de suavização. Uma conseqüência deste termo adicional de curvatura é que o algoritmo *Fast Marching* não é aplicável porque o contorno não é garantido sempre estar em expansão. Em vez disto, a função *Level Set* é atualizada iterativamente.

O filtro *ShapeDetectionLevelSetImageFilter* espera duas entradas, a primeira é um *Level Set* inicial na forma de uma imagem, e a segunda uma imagem característica. Para este algoritmo, esta imagem característica é uma imagem potencial de borda que basicamente segue as mesmas regras aplicáveis à imagem velocidade usada no *FastMarchingImageFilter* discutido anteriormente.

Pode-se utilizar o filtro *FastMarching* para produzir *level set* inicial como uma função distancia para ajustar uma semente fornecida pelo usuário. O filtro *FastMarching* é executado com um valor de velocidade constante o qual torna possível empregar este filtro como um calculador de mapas de distancia. o primeiro estagio envolve suavização usando o filtro de curvatura anisotrópica. A imagem suavizada é passada como entrada para o filtro gradiente magnitude recursiva em então para o filtro sigmóide de modo a produzir uma imagem potencial de borda. Um conjunto de sementes fornecidas pelo usuário é passado para o *FastMarching* calcular o mapa de distância.

Um valor constante é subtraído deste mapa de modo a obter um *level set* no qual o zero set representa o contorno inicial. Este *level set* é também passado como entrada para o filtro detecção de forma e a saída deste para o filtro threshold binário. É feito o threshold no zero *level* de modo a produzir uma mascara binária representando o objeto segmentado.

O mapa de potencial de borda é usado como descrito no item anterior.o limite superior do threshold do filtro binário é ajustado para 0.0 de modo a mostrar zero set no level set resultante. O valor mínimo do threshold é ajustado para um numero negativo de modo a assegurar que o interior do objeto segmentado aparecerá dentro da região binária. Os valores mínimo e máximo da saída do filtro sigmóide são definidos. Um exemplo é 0.0 e 1.0 respectivamente de modo a obter uma imagem velocidade suave para alimentar o filtro *FastMarching*.

O *FastMarchingImageFilter* requer que o usuário forneça um ponto semente do qual o *Level Set* será gerado. Pode-se passar um conjunto deles. Observe que o *FastMarchingImageFilter* é usado somente como um auxilio na determinação do *Level Set* inicial. Poder-se-ia utilizar o filtro *DanielssonDistanceMapImageFilter*, da mesma forma.

Um valor negativo da distância fornecida pelo usuário para o nó único, de sementes passadas para o *FastMarchingImageFilter* fará com que o valor incrementará conforme a frente seja propagada, até que ela alcance o valor zero correspondendo ao contorno. Depois disto a frente continuará propagando até ela preencher a imagem inteira. A distância inicial é fornecida.

O usuário deve selecionar este valor como a distância do ponto semente no qual o contorno inicial deveria estar.

O *ShapeDetectionLevelSetImageFilter* fornece dois parâmetros para controlar a competição entre os termos de propagação, expansão e termo de suavização de curvatura. Dois métodos *SetPropagationScaling* e *SetCurvatureScaling* definem o ponderamento relativo entre os dois termos. Por exemplo, o escalamento da propagação pode ser 1.0 e o de curvatura ser um argumento de entrada. Maior o escalamento de curvatura maior a suavização na segmentação resultante. Entretanto o parâmetro de escalamento de curvatura não deve ser ajustado para um grande valor, onde ele pode desenhar o contorno fora dos limites do objeto.

Os critérios de convergência são definidos em termos de mudanças da raiz quadrada média (RMS) na função *Level Set*. A evolução é dita ter convergido se a mudança RMS está abaixo do threshold fornecido pelo usuário. Em aplicação real, é desejável associar a evolução do *zero set* a um módulo de visualização, permitindo ao usuário seguir a evolução do *zero set*. Com esta realimentação, o usuário decidiria quando parar o algoritmo antes que o *zero set* falhe através das regiões de baixo gradiente no contorno da estrutura anatômica a ser segmentada.

Como discutido anteriormente, muitos pontos semente para a inicialização do filtro *FastMarchingImageFilter* gerará um *Level Set* inicial muito mais próximo na forma do objeto a ser segmentado e portanto requererá poucas iterações para preencher e alcançar as bordas da estrutura anatômica.

Segmentação Level Set por Contorno Ativo Geodésico - A implementação do filtro *GeodesicActiveContourLevelSetImageFilter* do ITK é baseada no trabalho de Caselles[Caselles, 1997] . Esta implementação estende a funcionalidade do filtro *ShapeDetectionLevelSetImageFilter* adicionando um terceiro termo, advecção o qual atrai o *Level Set* para as bordas do objeto.

Este filtro espera duas entradas, um *Level Set* inicial na forma de uma imagem e uma segunda imagem característica. Neste algoritmo, esta imagem característica é uma imagem

potencial de borda que basicamente segue as mesmas regras usadas para o *ShapeDetectionLevelSetImageFilter* discutido anteriormente.

O primeiro estágio é suavizar a imagem com *CurvatureAnisotropicDiffusionImageFilter*, cuja saída é passada para *GradientMagnitudeRecursiveGaussianImageFilter* e logo a seguir *SigmoidImageFilter* de modo a produzir uma imagem potencial de borda. Um conjunto de pontos semente fornecido pelo usuário é passado a *FastMarchingImageFilter* para calcular o mapa de distância. Um valor constante é subtraído deste mapa de modo a obter um *Level Set* no qual o zero set represente o contorno inicial. Este *Level Set* é também passado como entrada para o *GeodesicActiveContourLevelSetImageFilter*. O *Level Set* gerado por ele é passado para o *BinaryThresholdImageFilter* de modo a produzir uma máscara binária representando o objeto segmentado.

Para o *GeodesicActiveContourLevelSetImageFilter* parâmetros de escalamento são usados como trade off entre termos de propagação (inflação), curvatura (suavização) e termo *advecção*. Estes parâmetros são ajustados usando os métodos *SetPropagationScaling*, *SetCurvatureScaling* e *SetAdvectionScaling*. Por exemplo, seus valores podem ser escalas de curvatura e *advecção* como 1.0, e a escala de propagação fornecida pelo usuário. Segmentando estruturas similares, os resultados também são similares aos do *ShapeDetectionLevelSetImageFilter*.

Observe que baixo contraste nas bordas de uma estrutura como, por exemplo, massa branca, e a forma complexa da estrutura requerem altos valores de escala de propagação para segmentar a estrutura. Os valores ótimos para estes parâmetros somente são determinados por experimento. Na aplicação real, poder-se-ia imaginar um mecanismo iterativo pelo qual o usuário supervisiona a evolução do contorno e ajusta estes parâmetros adequadamente.

Segmentação Threshold *Level Set* - O filtro *ThresholdSegmentationLevelSetImageFilter* é uma extensão da segmentação threshold componente conectado para a estrutura *Level Set*. O objetivo é definir uma faixa de valores de intensidade que classificam o tipo de tecido de interesse e então basear o termo de propagação na equação *Level Set* para esta faixa de intensidade. Usando a *aproximação Level Set*, a suavização da superfície envolvente pode ser restringida para prevenir alguma falha que é comum nos esquemas de componentes conectados.

O termo de propagação é calculado da imagem característica de entrada com valores de threshold superior e inferior. O filtro espera duas entradas, um *Level Set* inicial na forma de uma imagem, e uma imagem característica como segunda entrada. Para algumas aplicações este filtro requer pouco ou nenhum pré processamento de sua entrada. Suavizar a imagem de entrada usualmente não requer produzir soluções razoáveis, embora isto ainda seja seguro em muitos casos.

A superfície inicial é gerada usando o filtro *Fast Marching*. A saída deste é passada a *BinaryThresholdImageFilter* para criar uma representação binária do objeto segmentado. Para *ThresholdSegmentationLevelSetImageFilter*, parâmetros de escalamento são usados para balancear a influencia dos termos de propagação (inflação) e de curvatura (suavização da superfície). O termo *advecção* não é usado neste filtro. Os termos são ajustados como no filtro do item anterior, ambos em 1.0, por exemplo. O critério de convergência *MaximumRMSError* e *MaximumIterations* é ajustado como no caso anterior.

Segmentação Geodesic Active Contours com Shape Guidance - Em aplicações de imagens medicas, a forma geral, localização e orientação de uma estrutura anatômica de interesse é tipicamente conhecidas a priori. Esta informação pode ser usada para ajudar no processo de segmentação especialmente quando contraste de imagem. Leventon et al.[Leventon, 2000], estenderam o método contorno ativo geodésico com um termo adicional influenciado pela forma na condução do PDE

O *GeodesicActiveContourShapePriorLevelSetFilter* é uma generalização do método de Leventon. Para suportar um guia de forma (*shape-guidance*), a equação de *Level Set* genérica é estendida para incorporar o termo de guia de forma. O novo termo tem o efeito de conduzir o contorno em direção a forma que melhor se adapta. Um escalar pondera a influencia do termo de forma na evolução total. Em geral, a forma que melhor se adapta não é conhecida a frente do tempo e tem que ser iterativamente estimada em conjunção com a evolução do contorno.

Similar ao filtro Geodésico, o *filtro ShapePriorLevelSetImageFilter* espera duas entradas, uma imagem como *Level Set* inicial e outra imagem característica que representa o potencial de borda da imagem. A configuração deste algoritmo é similar ao anterior.

Começa-se centrando a imagem de entrada usando *ChangeInformationImageFilter* para simplificar a estimação da pose da forma, ver explicação posteriormente. A imagem centrada é então suavizada por *BoundedReciprocalImageFilter*, ou pelos outros ditados acima. É uma difusão não linear para remover ruído e a magnitude do gradiente é calculada da imagem suavizada. Por simplicidade pode-se utilizar a imagem potencial de borda. *FastMarchingImageFilter* cria um *Level Set* inicial usando semente e um raio de contorno. A saída do *FastMarchingImageFilter* é então passada para o filtro *GeodesicActiveContourShapePriorLevelSetImageFilter*. No final do processo de segmentação, o *Level Set* saída é passado para *BinaryThresholdImageFilter* para produzir uma máscara binária representando o objeto segmentado.

O *PCAShapeSignedDistanceFunction* representa o modelo estatístico de forma definido por uma distancia media e pelos primeiros modos componentes principais, enquanto *Euler2DTransform* é usado para representar a pose da forma. O problema de estimar a melhor forma que se adapta pode ser reformulado como um problema de minimização onde *ShapePriorMAPCostFunction* é uma função custo para ser otimizada usando *OnePlusOneEvolutionaryOptimizer*. Seria observado que, embora o modelo de forma, a função custo transformação e otimizador possam ser usados, a implementação pode ser vista como genérica, e permite-se diferentes instâncias de como ligar estes componentes. A flexibilidade permite ao usuário modificar o comportamento do processo de segmentação para se adequar as circunstancias da aplicação desejada.

O filtro *ChangeInformationImageFilter* é o primeiro filtro no estágio de pré processamento e é usado para forçar a origem da imagem para o centro da imagem. No *GeodesicActiveContourShapePriorLevelSetImageFilter*, parâmetros de escalamento, são usados para o trade off entre os termos de propagação, curvatura, advecção e influência da forma. Todos estes parâmetros são ajustados pelos métodos respectivos.

Cada iteração, a melhor forma que se adapta é estimada da imagem de potencial de borda e do contorno corrente. Para aumentar a velocidade, somente informação dentro das camadas de campo esparsos do contorno corrente é utilizada na estimação. O numero default de camadas de campo esparso é o mesmo como *ImageDimension* o qual não contem informação suficiente para um estimado de confiança da melhor forma que se adapte. Assim as vezes vale mais definir um numero para as camadas.

Os cálculos do modelo de forma são mais complexos. Pode-se usar um modelo de forma implícito baseado na distancia média calculada de um conjunto de treinamento de objetos segmentados em função dos primeiros componentes principais do offset (distância – média). Dado um conjunto de treinamento, *ImagePCAShapeModelEstimator* pode ser usado para obter a media e as imagens do modo forma requeridas pelo *PCAShapeSignedDistanceFunction*. Antes de atualizar o *Level Set* de cada iteração, os parâmetros da forma melhor adaptada são estimados minimizando *ShapePriorMAPCostFunction*. A função custo é composta de quatro termos, contour fit, image fit, shape prior and pose prior, e o usuário pode especificar o peso para cada termo.

O contorno adapta medidas de probabilidade para ver o contorno envolvente para um dado conjunto de parâmetros forma/pose. Isto é calculado pela contagem do numero de pixels dentro do contorno corrente mas fora da forma corrente. Imagem adapta medidas de probabilidade de ver certa características de imagem para um dado conjunto de parâmetros forma/pose. Isto é calculado assumindo que (1 – potencial de borda) aproxima de média zero, variância unitária gaussiana ao longo da normal do contorno envolvente. Adaptação da imagem é então calculada através do cálculo do melhor Laplaciano que se adapta ao gaussiano. Os parâmetros de pose são assumidos ter uma distribuição uniforme e, portanto não contribuem para a função custo. Os parâmetros de forma são assumidos ter uma distribuição gaussiana. Os parâmetros da distribuição são especificados pelo usuário.

3- Métodos Híbridos

A segmentação hibrida integra métodos de segmentação baseados em região e baseados em fronteira que amplificam a robustez, mas reduzem a fragilidade de ambas as técnicas. A vantagem vem do fato de combinar métodos de segmentação baseados em região como *fuzzy connectedness* e diagramas de classificação de *Voronoi* com segmentação de modelo deformável baseado em fronteira. A sinergia entre diferentes metodologias tende a resultar em robustez e alta qualidade de segmentação. Uma maquina de segmentação hibrida pode ser montada de diversas maneiras com os algoritmos do ITK, conforme figura abaixo. Discute-se a implementação da integração de *fuzzy* connectedness e diagrama de classificação de *Voronoi*, e integração de modelos deformáveis e *Gibbs Prior*. Detalhes podem ser vistos em (Angelini, 2002)

Filtros Fuzzy Connectedness e Confidence Connectedness - Provavelmente a combinação mais simples de filtros híbridos seja o *ConfidenceConnectednessImageFilter* e *SimpleFuzzyConnectednessScalarImageFilter*. Nesta combinação o filtro *SimpleFuzzyConnectednessScalarImageFilter* é usado para produzir uma segmentação grosseira da estrutura anatômica e calcular a estimação da média e variância dos valores de cinza em tal estrutura. Estes valores são passados para o filtro *SimpleFuzzyConnectedness* de modo a calcular um mapa de afinidades a partir de um ponto semente fornecido pelo usuário. Este mapa de afinidade indica para todos os pixels quão homogêneo é o caminho que os ligará ao ponto semente.

Desde que o *FuzzyConnectednessImageFilter* requer uma estimação da media e variância do nível de cinza para a região a ser segmentada, usa-se o filtro *ConfidenceConnectedImageFilter* como um pré processador que produz uma segmentação grosseira e estima dele os valores de media e variância. O *Fuzzy connectedness* calcula primeiro o mapa de afinidade e então faz o threshold destes valores de modo a obter uma imagem binária como saída.

Os parâmetros do filtro de segmentação *fuzzy* são definidos. Um ponto semente é fornecido pelo usuário de modo a inicializar a região a ser crescida. Valores estimados para media e variância das intensidades do objeto são também fornecidas pelos métodos *SetMean* e *SetVariance*. Um valor de threshold para gerar objetos binários é pré ajustado com *SetThreshold*.

Filtros Fuzzy Connectedness e Voronoi Classification - Começa-se com o filtro *fuzzy connectedness* para gerar uma amostra de tecido de uma região a ser segmentada. Da amostra, deriva-se automaticamente estatísticas da imagem que constitui o operador homogeneidade a ser usado no próximo estagio do método. A saída do filtro *fuzzy connectedness* é usada como uma prévia para o filtro de classificação do diagrama de *Voronoi*. Este filtro apresenta subdivisão e classificação iterativa da imagem segmentada resultando em uma estimação das fronteiras. A saída do filtro é uma imagem binária 3 D que pode ser usada para mostrar um resultado 3 D da segmentação, ou passada para outro filtro (por exemplo modelo deformável) para melhorar na segmentação final.

Este método não escalar e não iterativo, requer somente uma semente para inicializa-lo. Define-se a afinidade entre dois elementos próximos na imagem via um grau de adjacência, similaridade em seus valores de intensidade, e suas similaridades para o objeto estimado. Mais próximos os elementos e mais similar suas intensidades, maior a afinidade entre eles.

Calcula-se a robustez de um caminho fuzzy connectedness entre cada dois pixels (voxels) na imagem segmentada a partir da afinidade fuzzy. Calculo de valores de fuzzy connectedness de cada pixel é implementado selecionando um ponto semente e usando programação dinâmica. O resultado constitui um mapa fuzzy. Fazendo o thresholding do mapa fuzzy dá um objeto segmentado que é fortemente conectado ao ponto semente. Dois filtros fuzzy connectedness são disponíveis:
SimpleFuzzyConnectednessScalarImageFilter, uma implementação da segmentação fuzzy connectedness de um único canal de imagem (grayscale).
SimpleFuzzyConnectednessRGBImageFilter, uma implementação da segmentação fuzzy connectedness de uma imagem de três canais (RGB).

Novas classes podem ser derivadas da classe base definindo outras funções de afinidade e objetivando imagens multicanal com um numero arbitrário de canais. Inicializa-se o método de *Voronoi* com um numero de pontos semente aleatória e calcula-se o diagrama de *Voronoi* sobre a imagem 2 D segmentada. Cada região Voronoi na subdivisão é classificada como interna ou

externa, baseada no operador homogeneidade derivado do algoritmo *fuzzy connectedness*. Define-se regiões fronteiriças como regiões externas que são adjacentes a regiões internas. Subdivide-se regiões fronteiras adicionando pontos semente para elas. Converge-se para a segmentação final usando um simples critério de parada. Há dois métodos disponíveis:
VoronoiSegmentationImageFilter para processar imagens com único canal (grayscale) VoronoiSegmentationRGBImageFilter para segmentar imagens com três canais (RGB).

Níveis de tolerância para testar a média e desvio padrão são ajustados com métodos *SetMeanPercentError* e *SetSTDPercentError*. Observe que a segmentação fuzzy usa variância como parâmetro enquanto *Voronoi* usa a tolerância do desvio padrão como parâmetro. A saída do Voronoi é uma mascara imagem com zeros em todos os lugares e um dentro do objeto segmentado. Como a imagem pode parecer preta, um filtro para expandir a faixa dinâmica de valores mais típicos pode ser usado *RescaleIntensityImageFilter*.

Filtros Modelos Deformáveis e Gibbs Prior - Modelos deformáveis - contornos e superfícies que mudam de forma sob a influência de campos de força na imagem. O usuário desenha uma região grosseiramente, e automaticamente o algoritmo deforma a superfície em direção a fronteira. Contorno dinâmico discreto DDC é representado por um conjunto de vértices ordenados conectados por segmentos de linha retos figura 1. Cada vértice I tem as seguintes coordenadas no tempo t:

Cada vértice i tem uma força total agindo nele, uma força imagem que direciona cada vértice em direção a características que definem fronteira (é derivada da energia que é definida em todos pixels da imagem, ela direciona cada vértice ao mínimo local mais próximo da energia do campo), forças internas que mantêm o contorno suavizado na presença de ruído na imagem, uma força damping que faz o comportamento dinâmico do contorno estável. Esta dinâmica é a força total que age em cada vértice i no tempo t que o faz acelerar, e depende da massa de cada vértice. A aceleração do vértice i causa uma mudança em sua velocidade e posição, ambos dos quais podem ser atualizados do tempo t para $t + \Delta t$ por integração numérica.

O propósito do filtro *DeformableMesh3DFilter* é tomar uma superfície inicial descrita por uma malha Mesh e deformá-la de modo a adaptá-la a forma de uma estrutura anatômica na imagem. Primeiro uma malha inicial é gerada usando uma máscara binária e um algoritmo isocontorno (tal como *marching cubes*) para produzir uma malha inicial. A máscara binária pode conter uma única forma que relembre vagamente a estrutura anatômica que se quer segmentar. A aplicação do algoritmo isocontorno produz uma malha 3 D que tem uma forma da estrutura inicial. Esta malha inicial é passada como entrada para o modelo deformável o qual aplicará forças para os pontos na malha de modo a reformatar a superfície até que ela se adapte a estrutura anatômica na imagem. As forças aplicadas na superfície são calculadas de um modelo físico aproximado que simula uma deformação elástica. Entre as forças a serem aplicadas necessita-se de uma que puxará a superfície para a posição das bordas na estrutura anatômica. Este componente de força é representado como um campo vetor.

A imagem de entrada é passada para *GradientMagnitudeRecursiveGaussianImageFilter* que calcula a magnitude do gradiente da imagem. Esta imagem escalar é então passada para outro filtro gradiente, *GradientRecursiveGaussianImageFilter*, a saída deste segundo filtro é um campo vetor no qual todo vetor aponta para a borda mais próxima na imagem e tem uma magnitude proporcional a derivada segunda da intensidade da imagem ao longo da direção do gradiente. Desde que o campo vetor é calculado usando derivadas gaussianas, é possível regular a suavização do campo vetor manipulando com o valor de sigma atribuído ao gaussiano. Grandes valores de sigma resultarão em grandes raios de captura, mas terá pobre precisão na localização das bordas. Uma estratégia razoável envolveria o uso de grandes sigmas para refinar o modelo quando este está próximo das bordas. Para obter sucesso na segmentação os parâmetros de entrada precisam ser ajustados de modo a refletir as características dos dados. A saída do filtro é uma malha. Usuários podem usar visualização para ver os resultados.

Filtro Gibbs Prior - A saída do filtro *RGBGibbsPriorFilter* é uma segmentação binária que pode ser melhorada pelo modelo deformável. A entrada é uma imagem 2 D com numero de bandas e dimensão. A segmentação de Gibbs é primeiro apresentada para gerar uma segmentação grosseira que produz uma amostra do tecido de uma região a ser segmentada, a qual será combinada para formar a entrada para o método isocontorno. Um classificador é necessário para

o modelo prévio Gibbs para corrigir decisões de segmentação. O classificador calculará a média e variância do objeto usando a classe *image* e os resultados serão usados como parâmetros para o modelo prévio de Gibbs. Parâmetros para Gibbs: *NumberOfClass* indica quantos diferentes objetos estão na imagem, numero Maximo de iterações é o numero de passos de minimização, *ClusterSize* ajusta o limite inferior do tamanho do objeto, gradiente da fronteira estima a variância entre objetos e background na região de fronteira.