

FABIO FRANCISCO DA SILVA

PROPOSTA DE BIOMODELAGEM VIRTUAL UTILIZANDO
SOFTWARES LIVRES

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Ciências na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Victor Orlando Gamarra Rosado

Guaratinguetá
2011

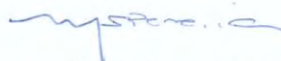
S586p	<p>Silva, Fabio Francisco da Proposta de biomodelagem virtual utilizando softwares livres / Fabio Francisco da Silva– Guaratinguetá : [s.n], 2011. 149 f : il. Bibliografia: f. 115-130</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011. Orientador: Prof. Dr. Victor Orlando Gamarra Rosado</p>
	<p>1. Software livre I. Título</p>
	<p>CDU 681.3.06</p>

FABIO FRANCISCO DA SILVA

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM CIÊNCIAS”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. VICTOR ORLANDO GAMARRA ROSADO
Orientador / Unesp-Feg



Prof. Dr. MAURO PEDRO PERES
Unesp-Feg



Prof. Dr. SEBASTIÃO CÍCERO PINHEIRO GOMES
UFRG/RS

Agosto/ 2011

DADOS CURRICULARES

FABIO FRANCISCO DA SILVA

NASCIMENTO	20.04.1980 – SÃO JOSÉ DO RIO PRETO / SP
FILIAÇÃO	Paulo Francisco da Silva Maria Conceição Nogueira da Silva
1998/2002	Graduação Fisioterapia - Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul
2009/2011	Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Aos meus pais, pelo valor deles em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço ao meu Deus Pai e Nosso Senhor Jesus Cristo, autores e consumidores da minha fé, porque deles e por meio deles e para eles são todas as coisas.

ao meu orientador, *Prof. Dr. Victor Orlando Gamarra Rosado*, sempre muito solícito, presente e incentivador nos momentos de dúvidas.

ao Hospital Maternidade Frei Galvão, em especial ao diretor geral *Gilberto Nering*, *Dr. Cláudio Sena*, *Dr. Maurílio Chagas*, *Dr. Wanderbilt D. Barros Neto* e aos técnicos de radiologia que tanto cooperaram na realização deste trabalho.

ao *Dr. Gustavo Nunes de Aquino* e *Dr. Wagner Freire Monteiro* por me receber em seus consultórios e auxiliar no desenvolvimento da pesquisa.

aos funcionários do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) por apoiarem nos primeiros passos em biomodelagem.

aos funcionários da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, em especial àqueles do Departamento de Mecânica, Biblioteca e Seção de Pós-Graduação.

aos amigos que contribuíram direta ou indiretamente na realização deste trabalho: *Dr^a. Daiana Ciléa Honorato Nascimento*, *Evandro César Longui*, *Glauce Gonzaga Silva*, *Dr^a Renata Elaine Paraizo Leite*, *Renato Costa*, aos colegas de pós-graduação e da graduação em engenharia mecânica.

à minha querida irmã *Adriana* e sobrinha *Isabela*.

Este trabalho contou com apoio das seguintes entidades:

- CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
- CST – Companhia Siderúrgica de Tubarão

“Entrega o teu caminho ao Senhor, confia nele e o
mais ele fará”.

Salmos 37:5

SILVA, F. F. **Proposta de biomodelagem virtual utilizando *softwares* livres.** 2011. 149 f. Dissertação (Mestre em Ciências) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

Biomodelagem é um termo genérico que designa a habilidade de replicar a morfologia de uma estrutura biológica em um modelo físico. Por ser uma técnica relativamente nova, sua disseminação é limitada pelo alto custo de aquisição de *softwares* proprietários e hardware de alto desempenho, impedindo sua utilização em hospitais públicos, centros de saúde e consultórios médicos. O objetivo principal desse trabalho é apresentar uma proposta de biomodelagem virtual através do uso de *softwares* livres instalados em equipamentos convencionais de informática e contribuir de forma efetiva para redução dos custos da técnica. Para atingir o objetivo, foi necessário identificar *softwares* livres dedicados e CAD que pudessem ser aplicados em conjunto para desenvolvimento de projetos em biomodelagem. Dentre a diversidade de programas disponíveis, observou-se que os *softwares* Invesalius 3.0 e FreeCAD 0.11 possuíam as características necessárias para aplicação da técnica. Baseado nos conceitos de biomodelagem, três estudos de caso foram abordados para elaboração do diagnóstico e planejamento cirúrgico, auxiliando o médico na tomada de decisões. Os resultados demonstraram que a biomodelagem virtual por meio do uso dos *softwares* livres Invesalius 3.0 e FreeCAD 0.11, instalados em equipamentos convencionais de informática, é viável para uso na rotina médica em diversas situações de diagnóstico e planejamento cirúrgico. As principais vantagens apresentadas são a redução dos custos em biomodelagem e a possibilidade de disseminação da técnica, permitindo a inclusão de um maior número de pacientes submetidos às tecnologias 3D.

PALAVRAS-CHAVE: Biomodelagem. Biomodelos virtuais. Planejamento cirúrgico. *Softwares* livres. Reconstrução 3D.

SILVA, F. F. **Proposal of virtual biomodeling using open source software.** 2011. 149 f. Dissertation (Master of Science) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

Biomodeling is a generic term for the ability to replicate the morphology of a biological structure in a physical model. As it is a relatively new technique, its dissemination is limited by the high cost of purchase of proprietary software and high performance hardware, impeding their use in public hospitals, health centers and physician offices. The main objectives of this work are to propose a virtual biomodeling through the use of open source software installed in a conventional computer equipment and to effectively contribute in reducing the technique costs. In order to achieve the proposed objectives, it was necessary to identify dedicated open source software and CAD open source software that could be applied together to develop biomodeling projects. Among the variety of programs available, it was noted that the software InVesalius 3.0 and the FreeCAD 0.11 had the necessary characteristics for the application of the technique. Based on the concepts of biomodeling, three case studies were discussed for making the diagnosis and the surgical planning, assisting the physician in making decisions. The results showed that the virtual biomodeling through the use of the open source software called InVesalius 3.0 and FreeCAD 0.11, installed in conventional computer equipment, is feasible for the routine use in many situations of medical diagnostic and surgical planning. The main advantages are the cost reduction in biomodeling and the possibility of spreading the technique, allowing the inclusion of a greater number of patients subjected to 3D technologies.

KEYWORDS: Biomodeling. Virtual biomodeling. Surgical planning. Open source software. 3D reconstruction.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Áreas de atuação da Engenharia Biomédica.....	23
FIGURA 2 – Biomodelo virtual de maxilar.	26
FIGURA 3 – Biomodelo físico de maxilar.	26
FIGURA 4 – Processo de obtenção do biomodelo	28
FIGURA 5 – Seções transversais de TC e as imagens médicas resultantes.....	29
FIGURA 6 – Classificação dos limares de cinza	31
FIGURA 7 – Protótipo de feto de 12 semanas.....	35
FIGURA 8 – Planejamento cirúrgico de cranioplastia.....	37
FIGURA 9 – Diagnóstico e planejamento cirúrgico de ameloblastoma.	38
FIGURA 10 – Visão de topo de má-formação arteriovenosa e sua relação com outras estruturas	39
FIGURA 11 – Reconstrução 3D da coluna vertebral apresentando lesão osteolítica na região cervical.	40
FIGURA 12 – Visão geral da microsomia e simulação de dispositivo distrator.	41
FIGURA 13 – Biomodelo mandibular com demarcações para ressecção e fixação dos distratores	41
FIGURA 14 – Biomodelos virtuais da região deficiente e do espelhamento do lado sadio..	42
FIGURA 15 – Reconstrução 3D do crânio fraturado e o modelo da arma utilizada no crime do caso 1	51
FIGURA 16 – Modelo cerebral com sobreposição dos eletrodos	52
FIGURA 17 – Biomodelo 3D da mandíbula fraturada e biomodelo prototipado espelhado com placa moldada.....	53
FIGURA 18 – Modelo virtual 3D apresentando a osteotomia de mandíbula, eixo de rotação e distrator	54
FIGURA 19 – Biomodelo 3D com área demarcada para ressecção e placa de reconstrução moldada no período pré-operatório.	55
FIGURA 20 – Biomodelo físico utilizado para diagnóstico da lesão	56

FIGURA 21 – Biomodelo utilizado como referência para definição do enxerto ósseo....	56
FIGURA 22 – Planejamento cirúrgico através do <i>software</i> 3D Slicer: osteotomia da mandíbula e implantação do distrator curvilíneo	57
FIGURA 23 – Invesalíus 3.0.....	64
FIGURA 24 – Biomodelos gerados a partir de diferentes máscaras de segmentação.....	65
FIGURA 25 – Arquivo STL importado no FreeCAD 0.11 para visualização de tumor cerebral.....	66
FIGURA 26 – Fluxograma do método proposto.....	68
FIGURA 27 – Janela de visualização e criação de máscara para tecido ósseo	70
FIGURA 28 – Necessidade de separação manual do côndilo mandibular.....	71
FIGURA 29 – Visualização de biomodelo em corte na janela de volume após reconstrução 3D.....	72
FIGURA 30 – Biomodelo do crânio composto por duas partes independentes.	73
FIGURA 31 – Detalhe dos triângulos que compõem a malha geométrica da mandíbula. .	75
FIGURA 32 – Localização da aorta abdominal.....	80
FIGURA 33 – Visões axial, sagital e coronal do aneurisma de aorta abdominal.....	80
FIGURA 34 – Segmentação automática da luz do vaso arterial.....	81
FIGURA 35 – Segmentação automática da placa de coágulo: presença de outras estruturas com o mesmo intervalo de valores de cinza.	82
FIGURA 36 – Segmentação manual: aplicação do limiar localizado.....	82
FIGURA 37 – Segmentação manual: eliminação de tecidos adjacentes.....	83
FIGURA 38 – Biomodelos do aneurisma de aorta abdominal e do sistema esquelético. .	83
FIGURA 39 – Visualização inferior interna do AAA.....	84
FIGURA 40 – Anatomia da região bucal e do pescoço	85
FIGURA 41 – Visões axial, sagital e coronal do tumor de palato.....	86
FIGURA 42 – Máscara para segmentação óssea	86
FIGURA 43 – Biomodelo 3D do crânio do paciente: em destaque, a região acometida pelo tumor.	87
FIGURA 44 – Divisão do biomodelo: porção maxilar e média/superior do crânio.	87
FIGURA 45 – Visão de topo do palato duro e da região lesada.....	88
FIGURA 46 – Demarcação da área de ressecção cirúrgica.....	89

FIGURA 47 – Biomodelo da porção saudável do maxilar.....	89
FIGURA 48 – Espelhamento da porção saudável do maxilar.	90
FIGURA 49 – Alinhamento da estrutura espelhada com as geometrias ósseas adjacentes.	90
FIGURA 50 – Previsão da prótese personalizada para o paciente.	91
FIGURA 51 – Relação da prótese com as estruturas ósseas adjacentes.	91
FIGURA 52 – Previsão dos resultados cirúrgicos pós-ressecção.	92
FIGURA 53 – Previsão de resultados pós-implantação da prótese.	92
FIGURA 54 – Visões axial, sagital e coronal do tumor.	93
FIGURA 55 – Visualização do Meningioma utilizando a renderização automática das imagens médicas.	94
FIGURA 56 – Máscara para segmentação automática do tumor	94
FIGURA 57 – Máscara de segmentação para crânio e pele	95
FIGURA 58 – Biomodelos 3D da pele e crânio.	96
FIGURA 59 – Biomodelos 3D da porção inferior do crânio e do tumor.	96
FIGURA 60 – Análise da melhor via de acesso ao tumor.....	97
FIGURA 61 – Definição da área de ressecção e simulação da craniotomia.	97
FIGURA 62 – Predição de resultados pós-cirúrgicos.	98
FIGURA 63 – Visão de topo da relação da prótese com a porção saudável do maxilar. .	100
FIGURA 64 – Detalhe do tumor com contorno não fechado.....	101
FIGURA 65 – Divisões do crânio: somente a superfície verde foi convertida em sólido.....	102
FIGURA 66 – Visualização do curso sanguíneo dentro do aneurisma e obtenção de medidas.	103
FIGURA 67 – Previsão dos resultados estéticos para o período pós-cirúrgico, com e sem prótese.....	104
FIGURA 68 – Determinação da melhor posição da cabeça do paciente na mesa cirúrgica e da área de incisão sobre a pele.....	105
FIGURA 69 – Abordagem convencional de imagens médicas e proposta de reconstrução 3D utilizando <i>softwares</i> livres.....	106
FIGURA 70 – Visualização do tumor no <i>software</i> Rockefast3D.	107

FIGURA 71 – Sistema imersivo de realidade virtual.....	109
FIGURA 72 – Importação de imagens médicas no Invesalius 3.0.	132
FIGURA 73 – Importação de imagens médicas no Invesalius 3.0.	133
FIGURA 74 – Visualização dos dados importados.	134
FIGURA 75 – Janelas axial, sagital e coronal para segmentação.....	135
FIGURA 76 – Identificação do tumor cerebral através das visões axial, sagital e coronal.	135
FIGURA 77 – Criação de máscara de segmentação.	136
FIGURA 78 – Segmentação automática do tumor.....	136
FIGURA 79 – Segmentação manual do tumor.	137
FIGURA 80 – Segmentação automática dos ossos do crânio.	138
FIGURA 81 – Plano axial para referência de divisão do crânio.....	139
FIGURA 82 – Descontinuidade gerada no biomodelo do crânio.	140
FIGURA 83 – Visualização simultânea dos dois modelos que compõe o crânio.	140
FIGURA 84 – Segmentação da pele.....	141
FIGURA 85 – Reconstrução 3D da pele.	141
FIGURA 86 – Importação das superfícies 3D e visualização da árvore de projetos..	143
FIGURA 87 – Análise e correção da malha da superfície 3D.....	144
FIGURA 88 – Conversão da superfície de malha em sólido.....	145
FIGURA 89 – Definição das medidas e localização do cubo.....	146
FIGURA 90 – Identificação do melhor acesso ao tumor.	146
FIGURA 91 – Operação booleana entre a porção superior do crânio e o cubo para craniotomia.....	147
FIGURA 92 – Simulação de craniotomia para acesso ao tumor.	147
FIGURA 93 – Processo de obtenção da prótese para craniotomia.	148
FIGURA 94 – Obtenção da prótese para craniotomia através de molde.	148
FIGURA 95 – Fechamento do crânio.....	149

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Custos de aquisição de <i>softwares</i> utilizados em biomodelagem.	32
TABELA 2 – Custos de aquisição de <i>softwares</i> CAD utilizados em biomodelagem. .	33
TABELA 3 – Valores de biomodelos físicos obtidos por prototipagem rápida	35
TABELA 4 – <i>Softwares</i> livres aplicados a engenharia	48
TABELA 5 – <i>Softwares</i> livres aplicados à informática médica	49
TABELA 6 – <i>Softwares</i> livres dedicados ao diagnóstico e planejamento cirúrgico	49
TABELA 7 – Descrição do <i>hardware</i> utilizado.	61
TABELA 8 – Algumas características das imagens médicas.....	79
TABELA 9 – Sugestão de configuração de <i>hardware</i>	110

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA	- Aneurisma de Aorta Abdominal
ATM	- Articulação Têmporo-Mandibular
CAD	- Computer Aided Design
CD-ROM	- Compact Disc – Ready Only Memory
CAE	- Computer Aided Engineering
CAM	- Computer Aided Manufacturing
CAVOS	- Computer-assisted 3D Virtual Osteotomy System
COSTAR	- Open Source Clinical Applications & Resources
CTI	- Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer
DICOM	- Digital Imaging Communications on Medicine
ENPC	- Ecole Nationale des Ponts et Chaussées
FSF	- Free <i>Software</i> Foundation
IGES	- Initial Graphics Exchange Specification
IM	- Informática Médica
INRIA	- National Institute for Research in Computer Science and Control
NRCC	- National Research Council of Canada
PR	- Prototipagem Rápida
RAM	- Random Access Memory
RNM	- Ressonância Nuclear Magnética
STL	- Standard Triangulation Language
TC	- Tomografia Computadorizada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Motivação	19
1.2	Objetivos	21
1.3	Estrutura da dissertação	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1	Engenharia Biomédica e Informática Médica	23
2.2	Biomodelagem	25
2.2.1	Conceito	25
2.2.2	Aplicações e benefícios	26
2.2.3	Processo de obtenção do biomodelo	27
2.2.3.1	Aquisição de imagens do paciente	28
2.2.3.2	Segmentação das imagens e obtenção do biomodelo 3D virtual	30
2.2.3.3	Construção do biomodelo físico através da prototipagem rápida	33
2.2.4	Relatos de caso em biomodelagem	36
2.3	<i>Softwares</i> livres	43
2.3.1	Introdução	43
2.3.2	Conceito e características	43
2.3.3	Distinção entre <i>software</i> livre e outras modalidades	44
2.2.4	Benefícios	45
2.3.5	<i>Softwares</i> livres na engenharia	47
2.3.6	<i>Softwares</i> livres na informática médica	48
2.4	Biomodelagem utilizando <i>softwares</i> livres	50
3	METODOLOGIA	59
3.1	Introdução	59
3.2	Recursos computacionais utilizados	60
3.2.1	<i>Hardware</i>	61
3.3	Etapas metodológicas	61
3.3.1	Identificação dos <i>softwares</i> livres	61
3.3.1.1	Análise dos <i>softwares</i> livres escolhidos	62
3.3.1.1.1	Invesalius 3.0	63
3.3.1.1.2	FreeCAD 0.11	65
3.3.2	Modelo conceitual	67
3.3.2.1	Reconstrução do biomodelo 3D	68
3.3.2.1.1	Obtenção das imagens médicas	68
3.3.2.1.2	Importação dos arquivos DICOM	69
3.3.2.1.3	Segmentação da região de interesse	69
3.3.2.1.4	Obtenção do biomodelo 3D	72
3.3.2.1.5	Exportação do biomodelo 3D em formato STL	73
3.3.2.2	Projeto em <i>software</i> CAD	74
3.3.2.2.1	Importação do biomodelo 3D em <i>software</i> CAD	74
3.3.2.2.2	Análise e correção da malha geométrica	74

3.3.2.2.3	Conversão da malha em sólido.....	76
3.3.2.2.4	Edição do biomodelo 3D através de ferramentas CAD.....	76
3.3.2.2.5	Exportação do biomodelo 3D em formato STL.....	77
4	ESTUDOS DE CASO	78
4.1	Introdução.....	78
4.2	Estudos de caso.....	79
4.2.1	Estudo de caso I: Aneurisma da Aorta Abdominal	79
4.2.2	Estudo de caso II: Câncer de Palato	85
4.2.3	Estudo de caso III: Meningioma	92
5	DISCUSSÕES	99
5.1	Dificuldades encontradas	99
5.1.1	Identificação dos <i>softwares</i> livres	99
5.1.2	Desenvolvimento dos estudos de caso.....	100
5.2	Vantagens da visualização 3D.....	102
5.3	Uma nova ferramenta no auxílio à decisão médica.....	105
5.4	Desvantagens do método proposto	109
6	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	112
6.1	Conclusões	112
6.2	Experiência adquirida	113
6.3	Propostas para trabalhos futuros.....	113
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	115
	BIBLIOGRAFIA CONSULTADA	128
	APÊNDICE A – Guia prático de segmentação, reconstrução e edição de biomodelo 3D.....	131

1 INTRODUÇÃO

Recentemente, médicos tem se baseado em métodos de reconstrução 3D para tomada de decisões no diagnóstico e planejamento de cirurgias de alta complexidade (LAVIOLETTE et al, 2011; DELIJAICOV et al, 2010; GOUVEIA, 2009; KABAN et al, 2009).

Em um estágio anterior, o planejamento cirúrgico era elaborado por meio da experiência adquirida do cirurgião em atividades de dissecação de cadáveres e em exemplares patológicos cuidadosamente preservados, limitados a algumas poucas peças. No entanto, cada paciente exibe as manifestações características de sua doença, tornando-se único. Entender de forma precisa toda a anatomia envolvida e sua relação com outras estruturas conduz o médico a uma análise criteriosa antes da execução de qualquer procedimento (RAMOS, 2007).

Para isso, estes profissionais recorrem frequentemente a exames de imagens como Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Nuclear Magnética (RNM), que evidenciam detalhes do acometimento em formato 2D (bidimensional).

Na rotina clínica, para compreender a morfologia da doença, o médico analisa cada fatia da seção transversal do segmento em estudo (dispostas em diferentes níveis de profundidade) e reconstrói mentalmente um modelo tridimensional (3D). Esta prática gera dificuldades na correta interpretação da imagem (ROCKENBACK, 2009).

Baseadas nesta deficiência e na necessidade dos profissionais de saúde obterem um diagnóstico preciso, diversas empresas de programação desenvolvem *softwares* comerciais para reconstrução 3D de estruturas anatômicas a partir de imagens 2D. Esta evolução no conceito de diagnóstico permite que geometrias 3D do corpo humano sejam inseridas e editadas em programas CAD (*Computer Aided Design*), permitindo diagnósticos mais elaborados e simulações de técnicas cirúrgicas em ambiente virtual.

Contudo, a utilização destes recursos computacionais tem se mostrado inviável em hospitais públicos, centros de saúde e consultórios médicos devido ao alto custo da licença de uso dos *softwares* e à necessidade de *hardware* especializado para processamento das imagens médicas (CORRÊA; BRUST; JESUS, 2010; MEURER et al, 2003; LAJARIN, 2008; YACUBIAN-FERNANDES et al, 2004).

Por outro lado, *softwares* livres com diversas finalidades computacionais, inclusive para fins médicos, encontram-se disponíveis e isentos de aquisição de licenças de uso. Uma característica importante desta classe de *software* é que sua forma de desenvolvimento e sua estrutura de programação geralmente dispensam o uso de equipamentos de alto desempenho. Estes fatores propiciam a inclusão digital e a disseminação de tecnologias 3D como a biomodelagem, que é uma técnica baseada na reconstrução de geometrias biológicas a partir de exames como TC e RNM.

Na maioria dos casos, quando um médico necessita recorrer às ferramentas de biomodelagem, o exame radiológico é enviado à centros especializados para reconstruir o modelo virtual e a partir deste, gerar o modelo físico. Por fim, o fabricante envia o protótipo físico ao médico solicitante, dias após o início do trâmite.

No entanto, em muitas situações, a obtenção do modelo virtual em seu próprio computador auxilia o médico no perfeito entendimento da patologia, facilitando o processo de decisão.

Baseado na necessidade de redução do custo da técnica e de sua aplicação na rotina clínica, torna-se útil identificar um meio onde a biomodelagem possa ser desempenhada de forma eficiente, sem a exigência de grandes conhecimentos em informática por parte do usuário, nem a aquisição de recursos computacionais de alto desempenho.

Assim, identificar *softwares* livres que possuam ferramentas básicas e adequadas para reconstrução e manipulação de modelos médicos é de suma importância quando se deseja disseminar a prática da biomodelagem e permitir que todos os pacientes se beneficiem dos resultados da técnica.

1.1 Motivação

A obtenção e análise de imagens médicas tornam-se cada vez mais importante nas diversas áreas da medicina, contribuindo para o sucesso do tratamento do paciente.

Exames radiológicos como TC e RNM (SUN; LAL, 2002), associados a programas computacionais de reconstrução 3D, tem proporcionado precisão e eficiência no diagnóstico, planejamento e simulação cirúrgica, possibilitando a criação

de modelos médicos virtuais e/ou físicos da estrutura desejada (ARCHIP, 2006; SANTA-BÁRBARA, 2006; XIA et al, 2000).

A utilização desse recurso no Brasil ainda é restrita, principalmente pelos altos custos envolvidos na aquisição de *softwares* e *hardwares* dedicados e na pouca disponibilidade de equipamentos de prototipagem rápida (PR) no País (MEURER et al, 2008), o que limita o acesso dos médicos e das instituições de saúde de médio e pequeno porte (GOUVEIA, 2009).

Além dos custos, a natureza demorada do processo para a coleta dos dados digitais e fabricação do protótipo, dificulta a sua aplicação em procedimentos cirúrgicos de rotina, mesmo quando há indicação (MEURER et al, 2008).

Como consequência, grande parte da população fica sujeita a intervenções cirúrgicas com maiores possibilidades de erros médicos, devido à falta de informações precisas sobre a anatomia da região afetada (FOGGIATO, 2006).

Encontrar soluções que contornem os pontos mencionados torna-se fundamental para disseminação da técnica e inclusão de profissionais de saúde no uso de tecnologias 3D.

Assim, a principal contribuição deste trabalho reside na redução dos custos de produção de biomodelos ao propor a utilização de *softwares* livres em equipamentos convencionais de informática, na tentativa de tornar a biomodelagem viável e acessível às instituições públicas e particulares de saúde.

Outros benefícios pretendidos são:

- Disponibilizar a técnica para procedimentos clínicos e cirúrgicos de rotina, abrangendo um maior número de pacientes.
- Permitir ao cirurgião simular inúmeras técnicas operatórias em modelos virtuais, prevendo possíveis resultados.
- Melhorar os resultados cirúrgicos e acelerar o processo de recuperação do paciente.
- Prevenir erros médicos.
- Reduzir os custos cirúrgicos globais.
- Reduzir o tempo de obtenção do protótipo físico, pois o modelo virtual poderá ser elaborado na própria instituição de saúde ou no consultório

médico, necessitando somente imprimi-lo em centro especializado de biomodelagem.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem por objetivo principal contribuir de forma efetiva para a redução de custos na produção de biomodelos, propondo uma nova alternativa ao processo de biomodelagem virtual utilizando *softwares* livres. Dessa forma, pretende-se identificar meios para conversão de informações contidas em exames de imagens médicas visando a modelagem 3D em sistema CAD.

Constituem-se ainda como objetivos desse trabalho:

- Identificar *softwares* livres capazes de realizar projetos de biomodelagem.
- Analisar a exequibilidade da presente proposta através de estudos de caso.
- Examinar a viabilidade de se utilizar computador convencional no desenvolvimento de projetos.
- Servir como referência prática para profissionais da saúde interessados em biomodelagem.
- Utilizar *softwares* que permitam que profissionais da saúde utilizem a técnica sem a necessidade de conhecimentos profundos em informática.
- Criar uma alternativa sem custo em biomodelagem virtual para usuários de *softwares* comerciais.
- Servir como plataforma para desenvolvimento de trabalhos mais avançados em biomodelagem.

1.3 Estrutura da dissertação

A dissertação está organizada em seis capítulos da seguinte forma: o capítulo 1 apresenta uma breve introdução ao tema do trabalho, os fatores que motivaram a abordagem do problema e os objetivos pretendidos. O capítulo 2 traz uma revisão bibliográfica sobre biomodelagem e *softwares* livres, apresentando os procedimentos

básicos para obtenção de um biomodelo, conceito, características e o uso do *software* livre na engenharia e informática médica. O capítulo 3 evidencia a proposta de biomodelagem utilizando *softwares* livres, discorrendo sobre os aplicativos escolhidos e o modelo conceitual para obtenção e edição de biomodelos virtuais. No quarto capítulo, são mostrados três exemplos de aplicação da presente proposta para produção de biomodelos virtuais em situações de diagnóstico e planejamento cirúrgico. O quinto capítulo reúne as dificuldades encontradas na elaboração deste trabalho, as vantagens da visualização 3D na prática médica e as desvantagens do método proposto. A dissertação é finalizada no sexto capítulo, onde são apresentadas as conclusões e as sugestões de trabalhos futuros.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Engenharia Biomédica e Informática Médica

Nas últimas décadas, a medicina foi alvo de uma intensa incorporação de inovações tecnológicas devido ao recente desenvolvimento da computação e à sua aproximação com a engenharia, culminando em uma revolução na prática clínica e cirúrgica.

Deste estreitamento, surge a Engenharia Biomédica como um campo multidisciplinar que combina conhecimentos e princípios da física, química, biologia e medicina com as técnicas de engenharia mecânica, engenharia elétrica, engenharia de materiais, engenharia física e informática para compreender, modificar ou controlar sistemas biológicos (ENDERLE; BLANCHARD; BROZINO, 2005).

A Engenharia Biomédica tem por finalidade exercer a criação e adaptação de equipamentos e dispositivos para o estudo e desenvolvimento tecnológico do diagnóstico, tratamento e suporte à vida (VALLY et al, 2003). Seu campo de atuação está ilustrado na Figura 1.

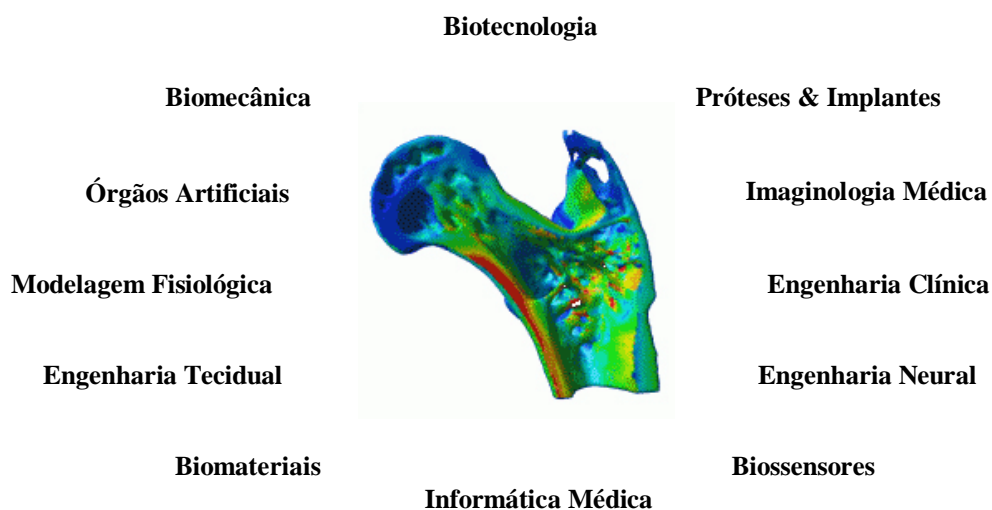


Figura 1 – Áreas de atuação da Engenharia Biomédica (adaptado de Enderle, Blanchard e Bronzino, 2005).

Esta nova área do conhecimento tem conseguido grandes avanços, principalmente quando se beneficia dos recursos computacionais disponíveis nos dias

de hoje (RUBO; SOUZA, 2001). Dessa forma, cabe destaque especial à Informática Médica (IM) por sua significativa contribuição ao desenvolvimento de novas soluções para o progresso da saúde.

Em um sentido muito simples, pode-se considerar a IM como o encontro da medicina com o computador, onde dificilmente imagina-se a medicina sem as ferramentas de diagnóstico por imagem, como equipamentos radiológicos e os programas que os gerenciam, sem o *software* que analisa as interações medicamentosas, ou ainda sem o auxílio da informática para realização de cirurgias (HAUX, 2010; NISBET; ELDER; MINER, 2009).

De forma mais precisa, a IM é a disciplina que atua no processamento sistemático de dados, desenvolvendo sistemas para captura, processamento e análise de informações médicas (GELL, 2001). Os objetivos essenciais da Informática Médica são estudar os princípios gerais do tratamento de dados em medicina, fornecer soluções para problemas relacionados ao processamento destes e desenvolver aplicações computacionais para fins de saúde (MARTIN-SANCHEZ et al, 2004; HASMAN, HAUX, ALBERT, 1996).

Segundo Nisbet, Elder e Miner (2009), a IM possui três áreas específicas de aplicação: (1) soluções para a relação médico/paciente, como por exemplo, prontuário eletrônico, (2) revisão e compilação da literatura médica e (3) aquisição e processamento de imagens 3D. Todas as três áreas envolvem o acúmulo de grandes quantidades de informações e assim, há a necessidade de analisá-los para saber como ser mais eficiente e mais preciso no gerenciamento e tratamento médico.

Focando a área de aquisição e processamento de imagens 3D, tema de atuação deste trabalho, as aplicações computacionais são infinitamente variadas. Como por exemplo, cita-se a reconstrução 3D de componentes biológicos, o mapeamento de imagens médicas identificando possíveis problemas estruturais em tecidos, a avaliação de esforços em estruturas ósseas e próteses, o auxílio em cirurgias controladas com precisão, entre outras aplicações (RUBO; SOUZA, 2001). Segundo Hasman, Haux e Albert (1996), um tópico muito importante em IM é a modelagem de sistemas biológicos, frequentemente aplicada em processos de decisão médica por meio do uso de *softwares* de computador.

Para Wechsler et al (2003), os sistemas de apoio à decisão utilizados em medicina são todos os programas que auxiliem os médicos na solução de problemas relacionados à saúde.

Neste sentido, diversos *softwares* têm sido desenvolvidos para processamento de dados biológicos, possibilitando conciliar a experiência do médico com a capacidade do computador em melhorar a qualidade de decisão. Em se tratando de situações de diagnóstico por imagem e reconstrução 3D, adentra-se no campo da Biomodelagem.

2.2 Biomodelagem

2.2.1 Conceito

Biomodelagem é um termo genérico que designa a habilidade de replicar a morfologia de uma estrutura biológica em um modelo físico. Especificamente, biomodelamento é empregado para descrever o processo de uso de energia radiante para capturar dados morfológicos e o processamento desses dados por computador, com o objetivo de converter o modelo virtual em modelo físico através de uma máquina de prototipagem rápida (D'URSO et al, 1999). O biomodelo é o produto de todo o processo e representa de forma precisa a anatomia do indivíduo (BIBB; WINDER, 2010).

Dentro de biomodelagem, pode-se dicotomizar a técnica em duas principais etapas: a biomodelagem virtual e a biomodelagem física (ou prototipagem).

Biomodelagem virtual é a etapa responsável pela criação e manipulação de um modelo digital e que tem por objetivo aprimorar a visualização anatômica, como por exemplo, a imagem 3D de uma estrutura esquelética gerada a partir de imagens de TC (Figura 2). Esta definição também inclui modelos computacionais que podem ser manipulados em *software* CAD (GROESEL; GFOEHLER; PEHAM, 2009).

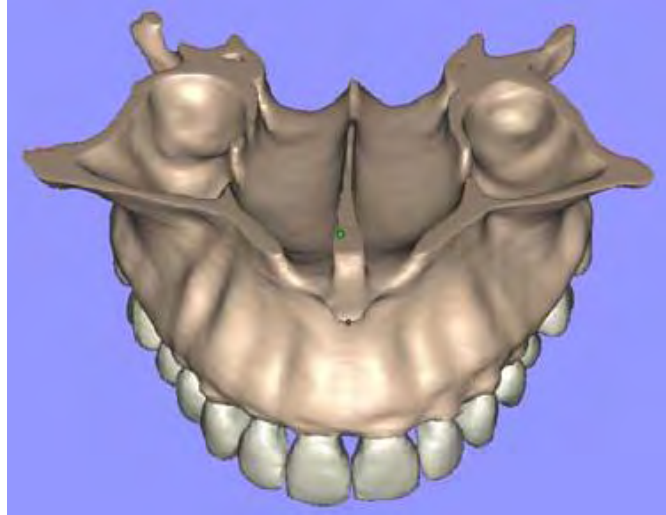


Figura 2 – Biomodelo virtual de maxilar (MYIASHITA, 2008).

A biomodelagem física, ou mais comumente conhecida como prototipagem, é a etapa responsável pela obtenção de um modelo físico (Figura 3) por meio de um processo aditivo construtivo, reproduzindo as mesmas características geométricas encontradas no modelo virtual (FERRAZ, 2009; FOGGIATO, 2006).



Figura 3 – Biomodelo físico de maxilar (MYIASHITA, 2008).

2.2.2 Aplicações e benefícios

A biomodelagem possui muitas aplicações em diferentes áreas de estudo, incluindo a arqueologia e a paleontologia (OLIVEIRA, 2008; FOGGIATO, 2006), medicina veterinária (FREITAS, 2008), medicina legal (GRASSBERGER et al, 2011),

odontologia (FALCÓN-ANTENUCCI et al, 2008; MIYASHITA, 2008) e principalmente na área médica (LAVIOETTE et al, 2011; KABAN et al, 2009).

Na medicina, as indicações mais comuns são para aprimorar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico multidisciplinar de patologias complexas situadas na região da cabeça e pescoço. Seu uso é apropriado para casos de neurocirurgia, cirurgia de reconstrução craniomaxilofacial, implantodontia e cirurgias ortopédicas. A técnica é empregada também para a produção de próteses personalizadas, de guias e implantes cirúrgicos (BIBB; WINDER, 2010; WINDER; BIBB, 2005).

Utilizando um biomodelo virtual 3D e um modelo físico, é possível ao médico explicar detalhadamente todos os passos da cirurgia à sua equipe e ao paciente, de que forma serão feitos e o resultado previsto. A combinação de modelo virtual e modelo físico auxilia na visualização e compreensão da estrutura de interesse, facilitando o preparo do cirurgião através de simulações da técnica cirúrgica. As importantes melhorias devidas ao treinamento pré-cirúrgico reduzem não somente o tempo do ato operatório e suas consequências (redução do tempo de anestesia, do risco de infecção e de intercorrências), mas também o número de procedimentos cirúrgicos necessários para se obter os resultados finais. Nas cirurgias de reconstrução, muitas vezes são necessárias múltiplas operações, porém, quando da utilização de biomodelos como meio de auxílio ao planejamento cirúrgico, observa-se uma diminuição do número de cirurgias. Em muitos casos, o número de cirurgias é reduzido para uma única (FERRAZ, 2009; ANTAS, 2007).

Outros benefícios que podem ser resgatados são a obtenção de medidas reais diretamente sobre o modelo, redução da possibilidade de erros médicos, redução do custo global de tratamento e melhores resultados finais (PAIVA et al, 2007; ROBIONY et al, 2007).

2.2.3 Processo de obtenção do biomodelo

A produção dos biomodelos requer algumas etapas que vão desde a aquisição das imagens médicas por meio de exame radiológico até a confecção do modelo físico utilizando prototipagem rápida (FERRAZ, 2009).

Basicamente, toda a cadeia de produção pode ser resumida em três principais etapas: (1) aquisição de imagens do paciente, (2) segmentação das imagens e obtenção do biomodelo virtual, e (3) construção do biomodelo físico através da prototipagem rápida (LAJARIN, 2008; SUN et al, 2005). Uma ilustração do processo de obtenção do biomodelo é apresentada na Figura 4.

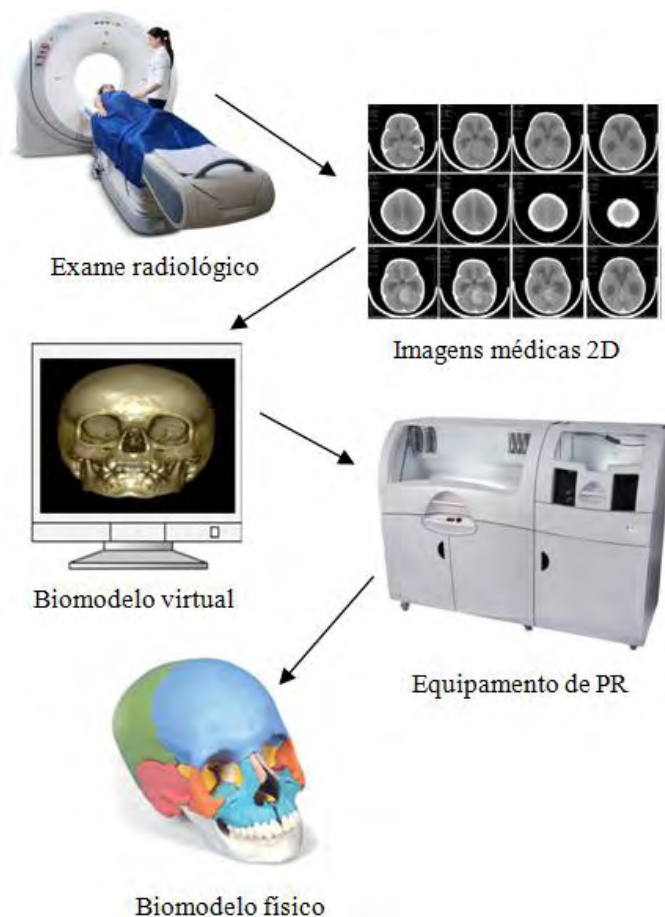


Figura 4 – Processo de obtenção do biomodelo (Adaptado de Sugimoto, 2009).

2.2.3.1 Aquisição de imagens do paciente

Os equipamentos de TC evoluíram consideravelmente desde o seu surgimento no início da década de 1970, e hoje, junto com a RNM, são conhecidos como os dois melhores métodos para aquisição de informações para diagnóstico e planejamento cirúrgico (BIBB; WINDER, 2010; LAJARIN, 2008; WINDER; BIBB, 2005). Uma melhor discriminação sobre as diversas modalidades em imagens médicas é encontrada em Antas (2007) e Rhodes (1997).

No processo de aquisição de dados, o paciente é submetido ao exame radiológico para varredura da região acometida, que produz uma sequência de imagens baseadas nas secções transversais (fatias) do tecido analisado.

Na Figura 5 são apresentadas imagens 2D da anatomia que representam a estrutura biológica em vários níveis de profundidade. As imagens 2D são comumente utilizadas por médicos na identificação de patologias e usadas como meio visual para planejamento cirúrgico. Estas mesmas imagens serão a base para reconstrução de biomodelos 3D.

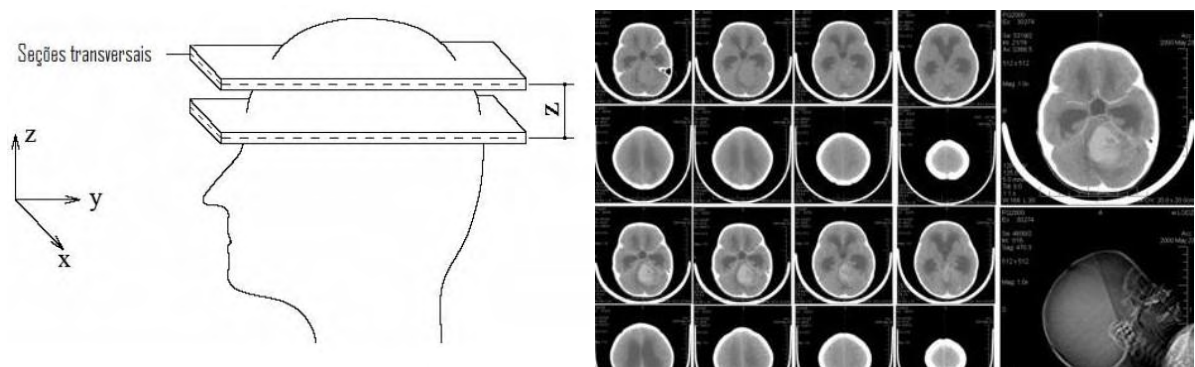


Figura 5 – Seções transversais de TC e as imagens médicas resultantes (Adaptado de Francesconi, 2008).

No entanto, as imagens geradas pelos equipamentos radiológicos não podem ser processadas diretamente pelos aparelhos de prototipagem, por dois motivos: (1) o formato do arquivo fornecido pela TC ou RNM não é reconhecido pelas máquinas de prototipagem rápida; (2) a espessura dos cortes 2D produzidos pela TC ou RNM geralmente varia de 1 mm a 5 mm, consideravelmente maior que a espessura das fatias processadas pelas máquinas de prototipagem, em torno de 0,1 mm (MEURER et al, 2008).

Para solucionar estes problemas, os arquivos radiológicos devem ser importados em *software* específico para sua conversão em um formato capaz de ser reconhecido pelas máquinas de prototipagem rápida. Os dados de saída dos equipamentos de TC e RNM estão no formato DICOM (*Digital Imaging Communications on Medicine*), que é um padrão internacional desenvolvido devido à variedade de formatos proprietários existentes no mercado. O objetivo de se criar o padrão DICOM seria de facilitar o

intercâmbio de informações entre hospitais e clínicas de radiologia e garantir que as imagens fossem reconhecidas e corretamente interpretadas (BAZAN, 2004).

Adquiridas as imagens em formato DICOM, estas devem ser enviadas para estações de trabalho informatizadas para processamento em *softwares* dedicados, onde serão editadas e segmentadas para obtenção do modelo 3D virtual. Nesta fase, deve haver estreita interação entre médicos e operadores computacionais para identificação das estruturas anatômicas relevantes e geração do modelo desejado (LAJARIN, 2008; MEURER et al, 2008).

2.2.3.2 Segmentação das imagens e obtenção do biomodelo 3D virtual

O processo de segmentação inicia-se com a importação dos arquivos no formato DICOM em um *software* de processamento de imagens médicas. A qualidade do biomodelo virtual e físico depende diretamente da precisão dos resultados obtidos nesta fase (POMPEI et al, 2002).

Segundo Meurer et al (2008), segmentação é o processo de separação das estruturas que deverão ser representadas no biomodelo das estruturas indesejáveis. Para isso, é de suma importância que o segmentador tenha pleno conhecimento da aplicação do futuro biomodelo, pois precisará determinar exatamente a região de interesse e eliminar demais estruturas, reduzindo o custo final do biomodelo físico.

Uma das ferramentas mais comuns, práticas e úteis para se realizar a segmentação é o *threshold*, que é um método baseado na escolha de uma faixa de valores de cinza. Além desta, existem outras duas conhecidas técnicas de segmentação: crescimento de regiões e detecção de bordas (contorno). Como este trabalho se baseará na segmentação por *threshold*, não serão abordadas as demais técnicas. Maiores detalhes sobre os métodos de crescimento de região e detecção de bordas são encontrados em Santa Bárbara (2006), Bazan (2004) e Pompei et al (2002).

O *threshold* é um algoritmo computacional utilizado para separar de forma automática as estruturas de um tecido, baseando-se na definição de intervalos de densidade de cinza que expressem somente os *pixels* que correspondam ao tecido de interesse. Cada *pixel* possui uma classificação segundo características de similaridade,

descontinuidade e conectividade. O objetivo principal é identificar os *pixels* que pertençam a uma determinada estrutura (Figura 6), que resultará na identificação de cada tecido por meio de uma imagem mapeada (MEURER et al, 2008; BAZAN, 2004; POMPEI et al, 2002).

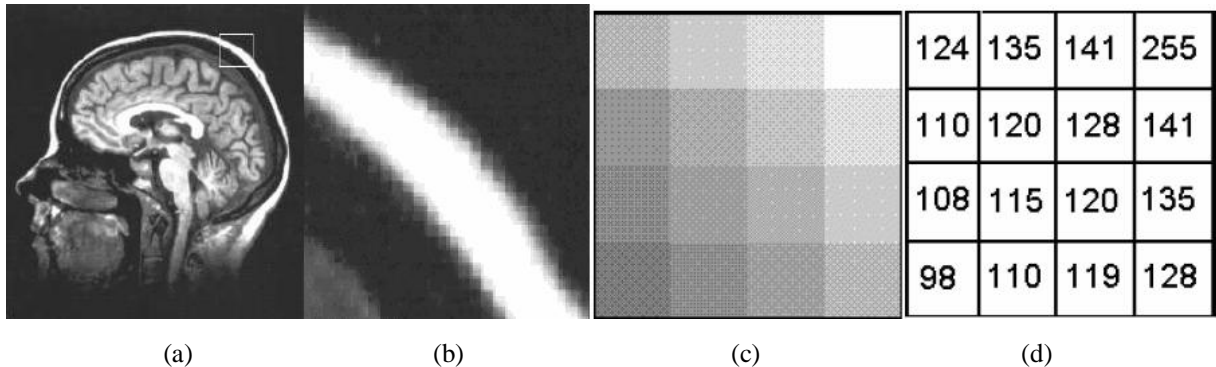


Figura 6 – Classificação dos limares de cinza: (a) imagens de RM; (b) zoom na área óssea indicada em (a); (c) pixels da área aproximada; (d) quadro com níveis de cinza e seus respectivos valores numéricos (SANTA-BÁRBARA, 2006).

Esse procedimento pode ser uma das mais difíceis tarefas no processo de segmentação, pois a escolha do *threshold* é feita de forma empírica, com base nos níveis de cinza da imagem, exigindo conhecimento prévio da anatomia segmentada (LAJARIN, 2008; BAZAN, 2004; POMPEI et al, 2002; VAN LIERDE et al, 2002; PETZOLD, ZEILHOFER, KALENDER, 1999).

Se o usuário determinar incorretamente este intervalo, ocorrerá um efeito chamado *dumb-bell*. Esse efeito pode alterar o modelo, resultando em espessamento ou afinamento das estruturas de interesse e ocasionar erros dimensionais (MEURER et al, 2008).

Se a segmentação automática utilizando o comando *threshold* não retornar o resultado esperado, muitas vezes o usuário deve editar as imagens de forma individual, aplicando ferramentas como desenhar, cortar, apagar e selecionar. Recorre-se à segmentação manual quando a região de interesse possui estruturas pouco diferenciadas ou quando há a presença de artefatos metálicos como próteses, implantes ou restaurações dentárias (MEURER et al, 2008).

Após a segmentação das imagens 2D, o *software* de reconstrução reconhece em cada fatia as áreas definidas pelo operador e a partir do empilhamento destas uma sobre a outra, gera o modelo virtual que será referência para o modelo sólido. Obtido o

modelo virtual, o usuário deve conferir visualmente o resultado. Se uma prévia reconstrução 3D não apresentar a superfície esperada, pode-se aplicar uma pequena variação no limiar da estrutura ou reeditar manualmente as fatias para alcançar um modelo melhor definido.

A transição do modelo virtual para o *software* CAD, que será utilizado para desenvolvimento da fase de projeto, é feita através da exportação dos dados em formato STL (*Standard Triangulation Language*). Este tipo de arquivo é passível de ser reconhecido e editado no sistema CAD e pelas máquinas de prototipagem rápida (BIBB; WINDER, 2010).

Segundo Ramos (2007), o formato de arquivo STL foi criado visando facilitar a comunicação de dados entre sistemas CAD e sistemas de prototipagem rápida. O autor define ainda que este arquivo se caracteriza por uma lista de conjunto de dados que contém coordenadas x, y e z que descrevem o posicionamento de triângulos facetados, além de apresentar também a direção do vetor normal desses triângulos.

Lajarin (2008) cita os *softwares* Mimics (Materialise, Bélgica), InVesalius (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI, Brasil), Analyze (AnalyzeDirect, EUA), 3Ddoctor (Able *Software* Corporation, EUA) e Medicim (Nobel Biocare, Bélgica) e Velocity (Velocity Medical Solutions, EUA) como uma das opções para se realizar o processo de segmentação, reconstrução e exportação do modelo em formato STL. Os aplicativos são poucos e caros (Tabela 1), mas apresentam-se eficientes e amplamente utilizados.

Tabela 1 – Custos de aquisição de *softwares* utilizados em biomodelagem.

<i>Software</i>	Fabricante	Custo (R\$)
Mimics + Simulation	Materialise	39.330,00
Analyse 10.0	AnalyzeDirect	12.820,00
3D Doctor	Able <i>Software</i>	7.380,00
Maxilim (Medicim)	Nobel Biocare	34.320,00

A etapa de projeto pode ser realizada em aplicativos CAD convencionais da área de engenharia mecânica. Entre os *softwares* proprietários CAD mais utilizados em biomodelagem estão o SolidWorks (Dassault Systèmes, França) e o Rhinoceros (McNeel, EUA). A Tabela 2 apresenta os custos de aquisição das respectivas licenças.

Tabela 2 – Custos de aquisição de *softwares* CAD utilizados em biomodelagem.

<i>Software</i>	Fabricante	Custo (R\$)
SolidWorks 2011	Dassault Systèmes	9.100,00
Rhinoceros 4.0	McNeel	1.900,00

Importado em um *software* CAD, o modelo 3D é trabalhado para corrigir eventuais inconsistências na superfície, certificar-se do fechamento dos triângulos, realizar refinamentos, adaptações e modificações para otimização do projeto, exportando o modelo em formatos adequados à fabricação (LAJARIN, 2008).

Para certificar-se do adequado modelamento, o modelo virtual pode ser enviado para o cirurgião a fim de ser avaliado quanto às exigências técnicas. A conferência do modelo por parte do solicitante é possível utilizando *softwares* visualizadores como o SolidView (Solid Concepts, EUA), que não exige conhecimento prévio em informática para seu uso. Finalizada a etapa virtual do processo, o modelo é exportado no formato STL para a máquina de prototipagem rápida para construção do protótipo físico (BIBB; WINDER, 2010; MEURER et al, 2008).

2.2.3.3 Construção do biomodelo físico através da prototipagem rápida

A prototipagem rápida é uma tecnologia desenvolvida no final dos anos 80, aplicada a princípio no ramo industrial. Atualmente, este tipo de manufatura tem sido utilizado por diversas áreas de conhecimento, inclusive na medicina (FOGGIATO, 2006).

Segundo Winder e Bibb (2005), prototipagem rápida aplicada à medicina é a manufatura de modelos físicos da anatomia humana derivada de imagens médicas. Apesar de sua utilidade no planejamento cirúrgico e confecção de próteses, a técnica não é de uso rotineiro, por questões operacionais e de custos financeiros (YACUBIAN-FERNANDES et al, 2004).

Essa tecnologia tem sido empregada na materialização de geometrias complexas em escala 1:1, obtidas por meio de exames diagnósticos de imagem, que não podem ser obtidas utilizando-se outros processos subtrativos tradicionais como a usinagem

(ANTAS, 2007; SADDY, 2006; ROSA; OLESKOVICZ; ARAGÃO, 2004; GORNI, 2001)

Há diversas tecnologias de prototipagem rápida disponíveis no mercado, no entanto, os processos que se consolidaram são a Estereolitografia, Modelagem por Fusão e Deposição e Sinterização Seletiva a Laser (FOGGIATO, 2006; WINDER; BIBB, 2005; CHOI; CHAN, 2004; PETZOLD; ZEILHOFER; KALENDER, 1999). Não é objetivo deste trabalho descrever cada tecnologia, todavia, maiores informações podem ser obtidas em Gouveia (2009), Yongnian et al (2009) e Ulbrich (2007).

Além dos métodos tradicionais de prototipagem, o *Cornell University Computational Synthesis Laboratory*, apoiada por centenas de engenheiros e estudantes de todo o mundo, coordena o projeto Fab@home para desenvolvimento de tecnologia voltada à prototipagem doméstica.

Fundamentado no conceito de *software* e *hardware* livre, o projeto disponibiliza em seu site o detalhamento técnico para construção de uma máquina de prototipagem capaz de produzir objetos com diversas finalidades. Os interessados têm livre acesso ao método e à lista de componentes elétricos/mecânicos para montar sua própria impressora 3D e utilizá-la em ambiente doméstico. A máquina é compatível com diferentes tipos de materiais e pode criar peças mecânicas, objetos decorativos e produtos alimentícios.

Este projeto é de particular interesse para biomodelagem, pois possibilita que um modelo seja gerado em ambiente hospitalar ou de consultório médico a baixíssimo custo se comparado às máquinas tradicionais. Outras informações sobre a impressora 3D livre são encontradas no *site* da Fab@home (2011), em Lipson e Kurmam (2011) e Lipson (2005).

De uma forma geral, o processo de prototipagem rápida é um processo aditivo, onde camadas de papel, cera ou plástico são “empilhadas” para se criar um objeto sólido 3D. O *software* de prototipagem realiza o refatiamento do modelo virtual em camadas paralelas dispostas uma sobre a outra, com aproximadamente 0,1 mm de espessura. Assim, são obtidas curvas de níveis 2D, que informarão à máquina em quais locais deve ser adicionado material, sendo cada camada processada sequencialmente. As camadas são produzidas e rebaixadas de nível através de um elevador vertical,

reproduzindo a peça a partir de sua base até o topo (ULBRICH, 2007; ROSA; OLESKOVICZ; ARAGÃO, 2004; GORNI, 2001; PETZOLD; ZEILHOFER; KALENDER, 1999). Um modelo típico produzido pela prototipagem rápida é apresentado na Figura 7.



Figura 7 – Protótipo de feto de 12 semanas. Ao fundo e à direita, imagem de Ultra-Som; acima e à esquerda, biomodelo virtual; em primeiro plano, protótipo do feto (<http://itabatanews.com.br/leitor.php?cod=1546>).

Apesar da praticidade da tecnologia, a prototipagem rápida não é perfeita. Entre as desvantagens da técnica, pode-se citar a limitação de construir protótipos com volumes máximos de $0,125 \text{ m}^3$ ou até menos (dependendo do equipamento utilizado), o alto custo de aquisição e de manutenção da máquina, o alto custo para produção dos modelos (Tabela 3) e a dificuldade em se obter protótipos de metal. Em se tratando de modelos de metal, as técnicas convencionais de usinagem ainda são mais econômicas que as de prototipagem rápida (CHOI; CHAN, 2004; GORNI, 2001).

Tabela 3 – Valores de biomodelos físicos obtidos por prototipagem rápida

Protótipo em gesso	Empresa A (R\$)	Empresa B (R\$)
Crânio completo	3.300,00	1.950,00
Face	1.100,00	800,00
Mandíbula completa	440,00	350,00
Corpo da mandíbula	300,00	250,00
Maxilar	300,00	320,00

Outra desvantagem a ser considerada é a característica destrutível do modelo, pois, uma vez simulado o procedimento cirúrgico sobre o mesmo, provavelmente

torna-se impossível de se realizar novos ensaios técnicos operatórios. Para reduzir as desvantagens dos modelos físicos obtidos por prototipagem rápida, Robiony et al (2007) sugere o uso de protótipos virtuais para simulações práticas em ambiente digital.

Além do método aditivo da prototipagem rápida, o modelo também pode ser produzido por meio de um processo subtrativo (usinagem), ou seja, remoção de material a partir de um bloco sólido. A principal vantagem dessa técnica é o baixo custo de produção e a grande desvantagem é a precisão geométrica (PETZOLD; ZEILHOFER; KALENDER, 1999). Obtenção de biomodelos utilizando a usinagem direta e indireta pode ser encontrada em Lajarin (2008) e Bazan (2004).

2.2.4 Relatos de caso em biomodelagem

A maior contribuição da biomodelagem na medicina se concentra principalmente em situações de diagnóstico preciso e planejamento cirúrgico. Na sequência, é apresentada uma revisão bibliográfica acerca de casos que se basearam em biomodelagem para melhoria dos resultados.

Yacubian-Fernandes et al (2004) apresentam dois casos de cranioplastia realizadas com o uso de próteses de acrílico construídas, onde foi empregada a técnica de prototipagem rápida. Os pacientes com falhas ósseas foram submetidos ao exame de TC e as imagens produzidas foram reconstruídas tridimensionalmente para obtenção de crânios prototipados. A partir dos modelos físicos dos crânios, foram criados moldes em cera de forma manual por técnicas de confecção de próteses dentárias, a partir dos quais foram construídas próteses em metilmetacrilato transparente. As próteses foram então analisadas sobre o crânio prototipado a fim de analisar seu perfeito encaixe. No ato cirúrgico, a prótese em metilmetacrilato foi fixada sobre a falha óssea através de fios de nylon (Figura 8). As vantagens encontradas pelos autores no uso da técnica são a programação e revisão da estratégia cirúrgica previamente ao ato operatório, confecção de próteses de forma precisa, redução do risco de infecção, redução do tempo cirúrgico em até 41%, melhor resultado estético,

além de fornecer maior entendimento ao paciente sobre sua patologia e do procedimento a ser realizado. Os autores citam ainda que a prototipagem com o uso de metilmetacrilato evita a polimerização do material *in loco* e os problemas advindos deste processo (reação exotérmica com lesão de estruturas durais e subdurais e liberação do monômero na circulação, provocando hipotensão arterial sistêmica).

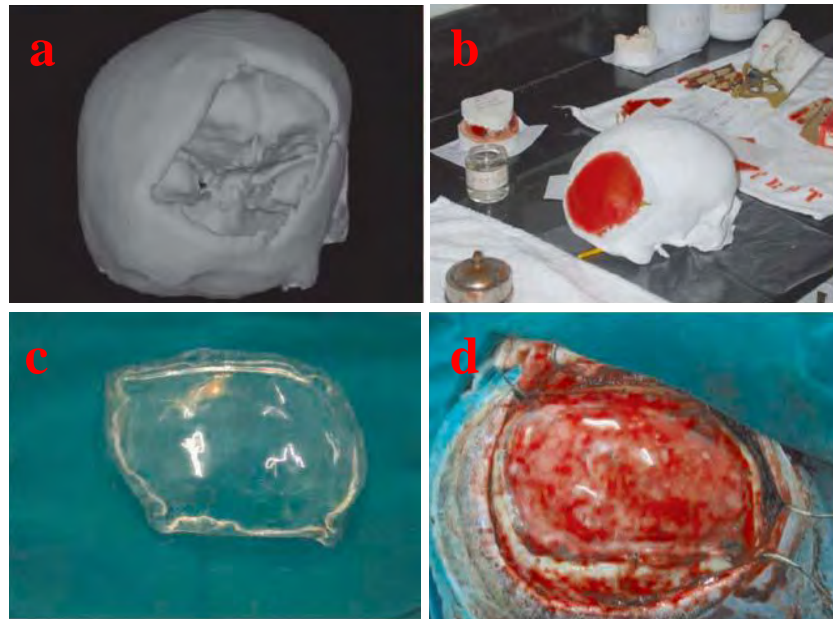


Figura 8 – Planejamento cirúrgico de cranioplastia: (a) modelo virtual 3D; (b) crânio prototipado com molde da prótese pré-confeccionada; (c) prótese em metilmetacrilato; (d) implantação da prótese (YACUBIAN-FERNANDES et al, 2004).

Semelhantemente, Corrêa, Brust e Jesus (2010) fizeram uso da biomodelagem como método auxiliar no diagnóstico da extensão da lesão de ameloblastoma e definição do planejamento cirúrgico para ressecção segmentar da mandíbula. A partir de imagens de TC, foi obtido um modelo anatômico confeccionado por meio da técnica de prototipagem rápida (estereolitografia). Baseado no modelo físico da mandíbula, o cirurgião pode simular a ressecção do tumor e moldar a placa fixadora (Figura 9), o que proporcionou maior segurança e facilidade técnica durante a cirurgia. O exercício de simulação cirúrgica no biomodelo permitiu uma diminuição de pelo menos 30% do tempo cirúrgico, do risco de eventuais intercorrências e erros médicos, pois foi possível realizar o exercício de ressecção diversas vezes. No pós-operatório, foi verificada uma recuperação mais rápida do paciente, sendo preservadas as funções mastigatórias e fonatórias. Apesar das inúmeras vantagens e dos benefícios

encontrados com o uso da biomodelagem, os autores concluíram que o alto custo é sem dúvida uma das maiores limitações da técnica.

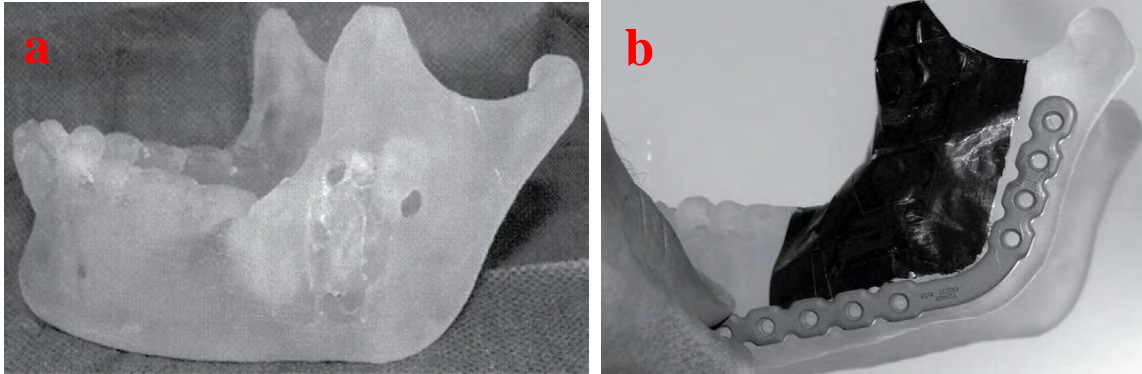


Figura 9 – Diagnóstico e planejamento cirúrgico de ameloblastoma: (a) biomodelo esterolitográfico em resina acrílica; (b) planejamento de ressecção segmentar da mandíbula e modelagem prévia de placa de titânio sobre o modelo (CORRÊA, BRUST, JESUS, 2010).

D'urso et al (1999) aplicaram a biomodelagem em situação de diagnóstico, planejamento cirúrgico e consentimento dos pacientes sobre caso de patologia vascular cerebral. Quinze pacientes com aneurisma cerebral e um portador de má-formação arteriovenosa cerebral foram submetidos à exame angiografia (TC e/ou RM) para reprodução física de biomodelos através da estereolitografia (Figura 10). Para obtenção dos biomodelos virtuais 3D, foi empregado o *software* comercial Anatomics Biobuild (Anatomics, Austrália). Segundo relatos dos cirurgiões que utilizaram os biomodelos, foi possível compreender de forma mais clara a posição dos aneurismas cerebrais e da má-formação arteriovenosa perante outras estruturas, quando analisados tridimensionalmente. Além de maior compreensão, os biomodelos proporcionaram melhor posicionamento da cabeça do paciente para o ato cirúrgico, permitiu a eleição e simulação do corte operatório e aperfeiçoou o entendimento do paciente com relação à sua patologia e procedimento cirúrgico adotado. As desvantagens da técnica, segundo os autores, são os custos e o tempo de manufatura do protótipo físico.

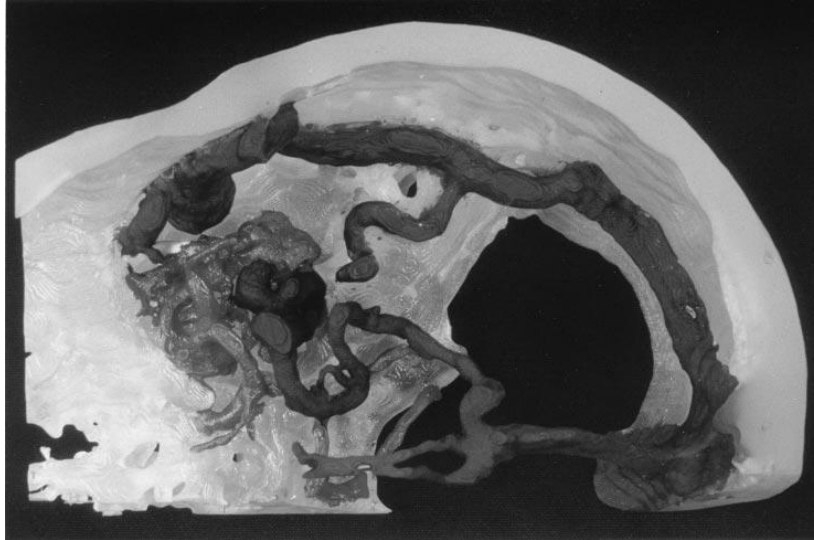


Figura 10 – Visão de topo de má-formação arteriovenosa e sua relação com outras estruturas (D'URSO et al, 1999).

Paiva et al (2007) apresentam um relato de caso de paciente portador de sarcoma de Ewing (uma forma de lesão tumoral óssea) onde foi aplicada a técnica de estereolitografia para auxílio no diagnóstico e planejamento de cirurgia da coluna (Figura 11). Após a simulação dos procedimentos cirúrgicos sobre o biomodelo, o paciente foi submetido à corpectomia de C4 e laminectomia de C3, com fixações anterior e posterior. Os autores afirmam que neste caso, o treinamento prévio sobre o biomodelo propiciou um melhor preparo técnico para o cirurgião, analisando de melhor forma a extensão da lesão e avaliando as dimensões ideais para o sistema de placa fixadora. A simulação reduziu as chances de aparecimento de intercorrências durante a cirurgia e auxiliou o cirurgião na tomada de decisões. Assim, os autores concluíram que a técnica de estereolitografia é uma ferramenta inovadora no desenvolvimento do diagnóstico e conduta terapêutica, permitindo que o cirurgião entenda fisicamente o sítio da lesão, estude a melhor via de acesso e perceba a real complexidade do caso antes mesmo do procedimento cirúrgico.

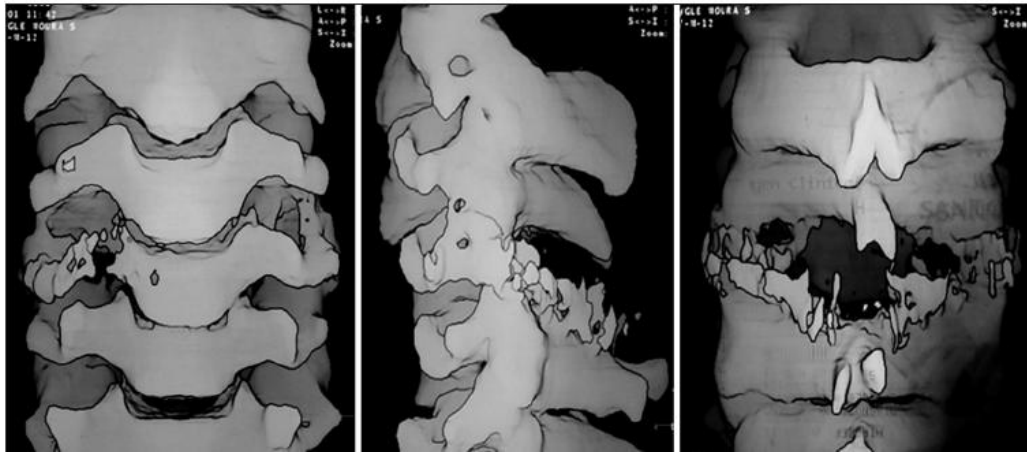


Figura 11 – Reconstrução 3D da coluna vertebral apresentando lesão osteolítica na região cervical (PAIVA et al, 2007).

Robiony et al (2007) evidencia a importância de se utilizar a biomodelagem virtual antes de uma simulação prática sobre o modelo físico. Em seu trabalho, os autores relataram o estudo de caso de um paciente com microsomia (desordem congênita que afeta o desenvolvimento da metade inferior da face, causando assimetria) submetido à correção mandibular. Os dados anatômicos capturados por exame radiológico foram utilizados para reconstrução 3D da face do paciente, onde foi realizado o estudo de ressecção óssea, projeto e posicionamento do distrator sobre a mandíbula (Figura 12). Um modelo físico em estereolitografia também foi produzido para realização de simulações reais (Figura 13). Baseado nas possibilidades técnicas, o cirurgião e o especialista em engenharia reversa analisaram primeiramente a viabilidade e efeitos de procedimentos operatórios em ambiente virtual, realizando o corte da mandíbula e posicionando-a em diversos pontos do espaço. Sobre a mandíbula posicionada corretamente, foi projetado o distrator em *software* CAD para obtenção do melhor movimento mandibular. Através do presente caso clínico, os autores observaram que muitas vantagens são oferecidas pela técnica de biomodelagem virtual. É um sistema de baixo custo, auxilia o cirurgião no planejamento de ressecções ósseas, reduz o tempo e custo de operação, possibilita infinitas simulações virtuais e permite realizar algumas avaliações que são impossíveis ou muito complexas de se obterem em um modelo físico, como medidas de distâncias, ângulos, volumes, áreas, etc.

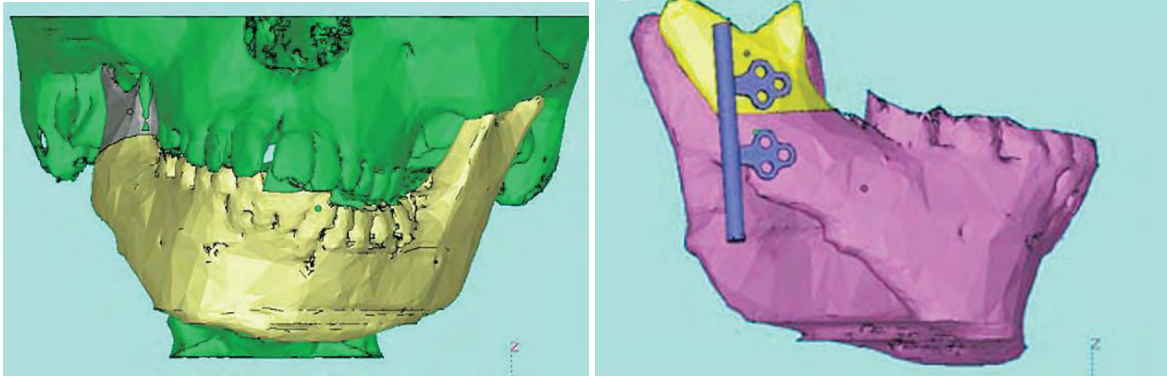


Figura 12 – Visão geral da microssomia e simulação de dispositivo distrator (ROBIONY et al, 2007).

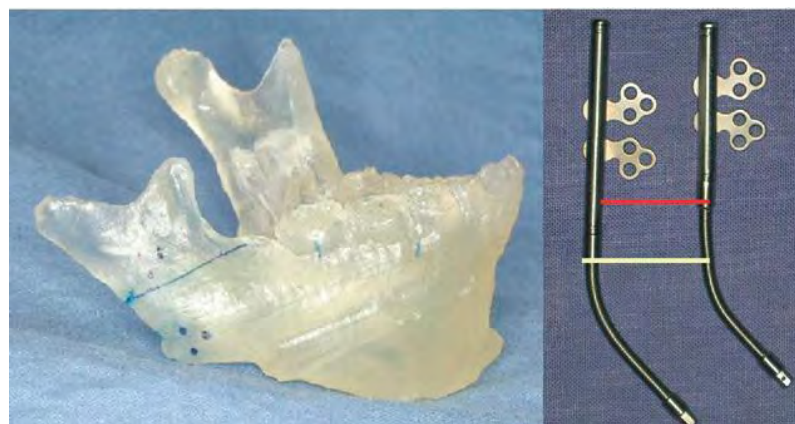


Figura 13 – Biomodelo mandibular com demarcações para ressecção e fixação dos distratores (ROBIONY et al, 2007).

Subburaj et al (2007) desenvolveram uma prótese auricular para paciente portador de deficiência física do ouvido externo. Baseado em *software* CAD e prototipagem rápida, a correta geometria e posição do ouvido foram obtidas empregando a reconstrução 3D em ordem reversa das imagens de TC do lado sadio (Figura 14), usando um *software* de modelamento médico. O biomodelo virtual do ouvido externo sadio foi espelhado e sobreposto na posição exata do lado afetado, obtendo a geometria final da prótese. Após a fase de projeto, o biomodelo físico foi produzido pelo processo de prototipagem rápida, onde obteve-se um molde em polímero. O molde foi preenchido de silicone na cor apropriada para gerar o modelo final da prótese, que foi implantada sobre a deficiência. Segundo os autores, a metodologia auxiliada por computador permitiu um alto nível de reprodução em termos de formas, tamanho e posição da prótese, além de uma significativa redução do tempo de correção se comparado a técnicas convencionais (manuais).

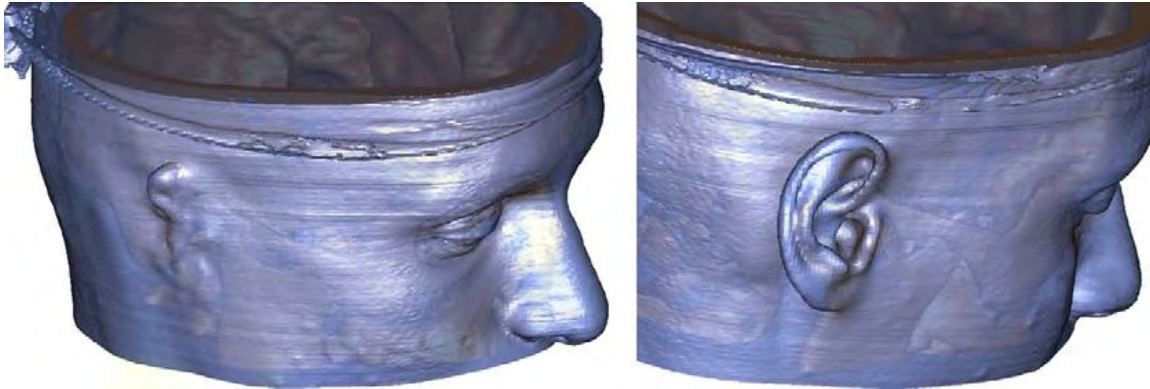


Figura 14 – Biomodelos virtuais da região deficiente e do espelhamento do lado sadio (SUBBURAJ et al, 2007).

Xia et al (2000) utilizaram recursos de biomodelagem para produzirem um sistema de simulação cirúrgica 3D baseado em computador convencional. O sistema denominado CAVOS (Sistema de Osteotomia Virtual 3D Auxiliado por Computador) cria um ambiente 3D para realização de osteotomias virtuais para planejamento de cirurgia ortognática. Um biomodelo virtual de crânio foi construído baseado em imagens de TC e um cirurgião realizou uma simulação de ressecções utilizando óculos estéreo (que fornece a visão de profundidade 3D) e mouse 3D (utilizado como bisturi virtual). O objetivo da pesquisa era criar um ambiente de imersão virtual para execução de planejamento cirúrgico. Ao final, uma sequência de osteotomias foi realizada e animada, que pôde ser visualizada posteriormente por todos os ângulos de visão.

Rosa, Oleskovicz e Aragão (2004) realizaram o planejamento cirúrgico de um caso de anquilose da ATM (Articulação Têmporo-Mandibular), onde foi empregada a técnica de prototipagem rápida (sinterização seletiva a laser) a partir de imagens de TC. Sobre os biomodelos virtuais e físicos, foi realizada a simulação do procedimento cirúrgico, que permitiu a correta interpretação das estruturas ósseas. Os autores concluíram que a aplicação da biomodelagem em casos de cirurgia e traumatologia maxilofacial possibilita o entendimento de detalhes anatômicos com alta qualidade, a simulação de procedimentos cirúrgicos, a produção e moldagem de dispositivos (próteses, placas, parafusos). Eles relatam também que a técnica reduz o tempo de execução cirúrgica, gera oportunidades de treinamento técnico para residentes além de ser um meio de orientação e discussão do caso clínico com a equipe médica e o

paciente. A grande desvantagem reportada pelos autores são a falta de disponibilidade de equipamentos e o alto custo da técnica.

A maioria dos relatos de casos encontrados na literatura faz uso de *softwares* proprietários para obtenção de modelos virtuais, o que aumenta o custo da técnica. Em seguida, será observado o potencial de contribuição de *softwares* livres empregados em biomodelagem.

2.3 *Softwares* livres

2.3.1 Introdução

Recentemente, muitos profissionais e empresas públicas e privadas tem se atentado para o termo *software* livre (*open source software*), devido às suas aplicabilidades técnicas, modos de aquisição e atualização.

No entanto, o conceito de *software* livre existe desde o surgimento da informática. No início, o valor real da computação se concentrava na máquina, e não no *software*, pois havia somente alguns computadores no mundo. Após o surgimento e a popularização dos microcomputadores, o *software* tornou-se relativamente mais importante e economicamente viável. A situação propiciou o surgimento de empresas desenvolvedoras de *softwares* que tinham por objetivo vender soluções aplicativas e, como forma de sobrevivência econômica, impor restrições à distribuição e acesso ao código-fonte do programa (DIPOLD, 2005).

Apesar do conceito de *software* proprietário ser o atual modelo dominante no mercado, a disseminação e o uso do *software* livre vêm crescendo significativamente nos últimos anos, surgindo como uma opção viável em informática nos mais diversos segmentos da economia (GROSSI; SOUZA; COSTA, 2009).

2.3.2 Conceito e características

O *software* livre é uma nova forma de produção de conhecimento, na qual programadores espalhados pelo mundo cooperam para o crescimento do *software*, o que resulta em aplicativos mais robustos e que evoluem rapidamente. Essa característica se deve ao fato do compartilhamento e interação de idéias entre os programadores, bem como com os usuários destes *softwares* (MEIRA JUNIOR, 2005; DOMINGUES; MENDES Jr, 2003).

O *software* livre é conceituado formalmente como o programa com permissão aberta para uso, cópia e distribuição em sua forma original ou modificado pelo usuário, podendo ser redistribuído com ou sem custo (MASSARENTI Jr, et al, 2006).

Para se caracterizar como *software* livre, o código fonte do programa deve estar disponível a todos. Entende-se por código fonte como o programa escrito por um programador que posteriormente é compilado em um formato auto-executado no computador (ERICKSON; LANGER; NAGY, 2005).

O termo “*free software*” foi criado pela *Free Software Foundation* (FSF), entidade sem fins lucrativos dedicada à promoção do *software* livre e fundada em 1984. Sua missão é prover liberdade aos programadores, que foi perdida quando o sistema Unix teve seu código fechado e comercializado largamente. O nome “*open source*”, conhecido como *software* livre, foi estabelecido em 1997, quando o termo incorporou a necessidade da disponibilidade do código fonte do programa e também estabeleceu regras para o licenciamento (WARING; MADDOCKS, 2005).

Segundo a FSF, para ser considerado “livre”, o *software* deve cumprir simultaneamente os seguintes requisitos:

- Liberdade de execução do programa para qualquer finalidade.
- Liberdade de estudar o funcionamento do programa e adaptá-lo às necessidades do usuário (deve haver a disponibilização de seu código-fonte).
- Liberdade para redistribuição do programa.
- Liberdade para aperfeiçoamento do programa e posterior liberação das melhorias, de modo que todos se beneficiem.

2.3.3 Distinção entre *software* livre e outras modalidades

Frequentemente, muitos usuários se confundem com os diversos termos utilizados para designar categoria de *softwares*. Um deles que causa muita incerteza é a distinção entre os conceitos de *software* livre e *software* gratuito, que para muitos, erroneamente, tem o mesmo significado.

Para melhor compreensão dos conceitos, é necessário classificar e conceituar outras modalidades de *softwares* (GROSSI; SOUZA; COSTA, 2009):

- *Software* gratuito (*freeware* ou *free software*): programa isento de pagamento de licença, porém, não há acesso ao seu código-fonte, não sendo possível alterá-lo e adaptá-lo às necessidades do usuário.
- *Software* em domínio público: é o *software* sem copyright, diferente do termo *software* livre. Neste caso, o autor abre mão completamente da autoridade de sua criação e direitos associados, estando os direitos autorais extintos.
- *Software* Semi-livre: semelhante ao termo *software* livre, exceto pela diferença que não é permitido ao usuário auferir lucros. É permitido o uso, cópia, modificação e a redistribuição do *software*.
- *Software* Proprietário: é a modalidade onde a cópia, modificação ou redistribuição são controladas pelo seu proprietário, devendo haver permissão para tais atividades.
- *Software* Comercial: é o *software* desenvolvido por uma empresa que tem por objetivo auferir lucros com sua utilização. A diferença entre *software* comercial e proprietário é que o comercial pode ser um *software* livre, que foi modificado e passou a ser comercializado. Há também a possibilidade de um *software* proprietário ser não-comercial.

2.2.4 Benefícios

O movimento a favor do *software* livre e a adesão cada vez maior de usuários permitiu que o conceito se tornasse realidade nos mais diversos segmentos da economia mundial.

No Brasil, o Governo Federal lançou um projeto de transferência de uso de *softwares* proprietários para *softwares* livres (GROSSI; SOUZA; COSTA, 2009). Seguindo esta tendência, a UNESP (Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”) foi a primeira universidade a assinar o Protocolo Brasília, adotando o uso preferencial de *software* livre na instituição (BARBOSA, 2011).

Porém, em muitas empresas e inclusive entre usuários domésticos, devido ao processo histórico de monopólio e aprisionamento tecnológico, observa-se a dificuldade de abandonar o modelo proprietário para migrar para o *software* de código aberto (DIPOLD, 2005).

Entres os *softwares* livres mais aceitos no mundo estão o sistema operacional Linux (*The Linux Software Foundation*, EUA), admitido pelas empresas IBM, Hewlett-Packard e Dell, e concorrente direto do Windows, da Microsoft; o *software* servidor Apache (*Apache Software Foundation*, EUA), com mais de 70% do mercado de servidores de Internet; o *software* Java (Oracle, EUA), que é uma linguagem de programação e o MySQL (Oracle, EUA), que consiste em um sistema de gerenciamento de banco de dados (SWEDLOW; ELICEIRI, 2009; ERICKSON; LANGER; NAGY, 2005). Centenas de outros *softwares* livres para as mais variadas aplicações podem ser encontradas no *site* Source Forge (2011), que reúne projetos livres em andamento ao redor do mundo (McDONALD et al, 2003).

As principais vantagens de se adotar o modelo de *software* livre, segundo Alsber e Hagen (2006) são:

- O usuário pode modificar e compartilhar o código fonte da forma que melhor lhe interessar, sem solicitar permissões para isso.
- A criatividade é mais prevalente em *softwares* livres do que em *softwares* proprietários, pois o usuário tem liberdade para desenvolver o programa.
- Maior facilidade de se identificar erros e realizar melhorias quando muitos programadores analisam e modificam o código fonte.
- Maior facilidade para exploração de novas soluções tecnológicas.
- Aumento da estabilidade do *software*.

- O *software* livre é menos vulnerável a catástrofes financeiras e sempre está disponível, pois não é produzido por uma única empresa, preservando-o no futuro.
- Permite que usuários gerem negócios lucrativos sobre o *software* livre.
- Realiza inclusão digital de pessoas com baixo poder aquisitivo.

Outra importante vantagem do uso de *softwares* livres em relação aos proprietários é a possibilidade de atualizá-lo sem custo algum. Devido à eficiência de seu código e à sua flexibilidade, o *software* livre reduz também a necessidade de atualização ou reposição de *hardware* quando se instala novas versões. Essas características permitem que equipamentos com configurações modestas executem os *softwares* livres com eficácia, contrário aos sistemas comerciais que em muitas vezes, para realizar praticamente as mesmas tarefas, necessitam de equipamentos mais sofisticados e onerosos para rodar as atualizações (AGOSTINHO et al, 2006).

2.3.5 *Softwares* livres na engenharia

Seguindo a tendência de migração e o aumento do movimento em favor do *software* livre, muitos programas específicos têm sido desenvolvidos pela comunidade mundial na tentativa de substituir com qualidade os *softwares* proprietários.

A engenharia e outras áreas técnicas se beneficiam dessa evolução, pois o *software* livre possibilita um grande espectro de soluções de elevada qualidade, permite a inovação contínua e progressiva e exclui a limitação financeira para aquisição ou atualização de programas (SILVA, 2009).

Na tentativa de se iniciar um processo de substituição do modelo proprietário para o modelo livre, os principais esforços encontram-se dentro das universidades, onde projetos de extensão estimulam os professores e alunos a adotarem esse novo conceito. Em se tratando da graduação de engenharia, quanto mais eficiente esse processo, maior a possibilidade do aluno continuar a usar esses *softwares* em sua vida profissional (SALEH, 2004).

A Tabela 4 apresenta alguns *softwares* livres utilizados em engenharia, suas aplicações e endereço na internet.

Tabela 4 - *Softwares* livres aplicados a engenharia

<i>Software</i> livre	Aplicação	Disponível em:
Octave	Cálculo numérico	http://www.gnu.org/software/octave
SciLab	Cálculo numérico	http://www.scilab.org/
QCAD	CAD 2D	http://www.qcad.org
FreeCAD	CAD 3D	http://www.sourceforge.net/projects/free-cad
Code Aster	Elementos finitos	http://www.codeaster.org

O *site* FreeCAD.com (2011) é um diretório onde estão disponibilizados mais de novecentos *softwares* livres CAD, CAM e CAE. Os programas estão classificados em dezenove categorias como bibliotecas, conversores e visualizadores CAD, programas de elementos finitos entre outros.

2.3.6 *Softwares* livres na informática médica (IM)

Nos últimos anos, um grande número de *softwares* livres aplicados à IM tem sido lançado como recurso de apoio à decisão médica.

Seu surgimento teve início na década de 70 com a produção e distribuição do código fonte do *software* COSTAR (*Open Source Clinical Applications & Resources*, CTS, EUA), que tinha por objetivo armazenar dados médicos ambulatoriais, implantado com sucesso por muitas instituições de saúde (McDONALD et al, 2003). Alguns dos diversos *softwares* livres aplicados à IM disponíveis no mercado são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - *Softwares* livres aplicados à informática médica

<i>Software</i> livre	Aplicação	Disponível em:
ClearHealth	Gerenciamento de práticas médicas	http://www.clear-health.com
Epi Info	Epidemiologia	http://wwwn.cdc.gov/epiinfo
FEBIO	Elementos finitos para biomecânica	http://www.mrl.sci.utah.edu/software/febio
FreeMED	Gerenciamento e armazenamento de dados	http://www.freemedsoftware.org
HRHIS	Gerenciamento de sistemas de saúde	http://www.hisptanzania.or.tz/hris.php
Jmol	Visualizador 3D molecular para estruturas químicas	http://www.jmol.org
OpenClinica	Pesquisa clínica	http://www.openclinica.org

Há diversas comunidades espalhadas pelo mundo voltadas para o desenvolvimento de *softwares* livres aplicados à IM. Uma delas faz uso de técnicas de engenharia, estatística e matemática para investigar e analisar o processamento de imagens médicas digitais.

Softwares desenvolvidos para este fim têm permitido que médicos diagnostiquem com antecedência acometimentos como câncer, doenças cardiovasculares e desordens neurológicas (YOO; METAXAS, 2005).

Alguns *softwares* dedicados ao diagnóstico, monitoramento e planejamento cirúrgico por meio do processamento digital de imagens são encontrados na Tabela 6.

Tabela 6 - *Softwares* livres dedicados ao diagnóstico e planejamento cirúrgico

<i>Software</i> livre	Instituição	Disponível em:
3DSlicer	Universidade de Harvard	http://wwwn.slicer.org
MedInria	INRIA Sophia Antipolis	http://www-sop.inria.fr/asclepios/software/MedINRIA
Seg3D	Universidade de Utah	http://www.clear-health.com
OsirisX	Pixmeo	http://www.osirix-viewer.com
InVesalius	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer	http://www.softwarepublico.gov.br/

Outros *softwares* médicos podem ser encontrados no *site* Source Forge (2011). Apesar do *site* não ser específico sobre IM, pesquisa com palavras-chaves retornarão

muitas opções livres relacionadas à área da pesquisa (ERICKSON; LANGER; NAGY, 2005).

2.4 Biomodelagem utilizando *softwares* livres

Um dos fatores que motivou o presente trabalho foi a observação dos métodos de reconstrução de biomodelos abordados pela literatura, onde não foram encontrados estudos de casos que utilizaram *softwares* livres para reconstrução 3D em conjunto com *softwares* livres CAD.

A seguir, apresenta-se alguns dos trabalhos que fizeram uso de *softwares* livres para reconstrução 3D associados ou não à *softwares* CAD proprietários.

Grassberger et al (2011) aplicaram os conceitos de biomodelagem para investigar dois graves casos de traumatismo craniano, onde as imagens de TC, obtidas primeiramente para fins de diagnóstico clínico, foram utilizadas para a avaliação forense. Em ambos os casos, as imagens médicas foram reconstruídas tridimensionalmente e analisadas no *software* livre Osirix (Pixmeo, Suíça). No primeiro caso, após a observação criteriosa das características anatômicas encontradas no modelo virtual (Figura 15), os especialistas chegaram à conclusão que a vítima foi atingida por um objeto de superfície irregular, como uma pedra ou um martelo. Posteriormente, os criminalistas confirmaram que um martelo foi utilizado para atacar a vítima. A reconstrução 3D do segundo estudo de caso também foi decisivo para a resolução do crime. Após a reconstrução e análise do biomodelo virtual, os criminalistas chegaram à conclusão que, devido às características morfológicas das fraturas, a vítima foi golpeada com um martelo por duas vezes. A forma e o padrão da lesão indicaram uma abordagem lateral para frontal do assaltante, com golpes atingindo o crânio em ângulo agudo e resultando em depressões em forma de triângulo. Após a análise dos casos, os autores concluíram que as reconstruções 3D forneceram importantes informações sobre a sequência, o número e a direção dos impactos atingidos na cabeça, o que possibilitou identificar a arma utilizada no crime. Relataram também que o exame de TC aliado aos métodos de reconstrução 3D de estruturas anatômicas são ferramentas úteis para abordar casos clínicos forenses.

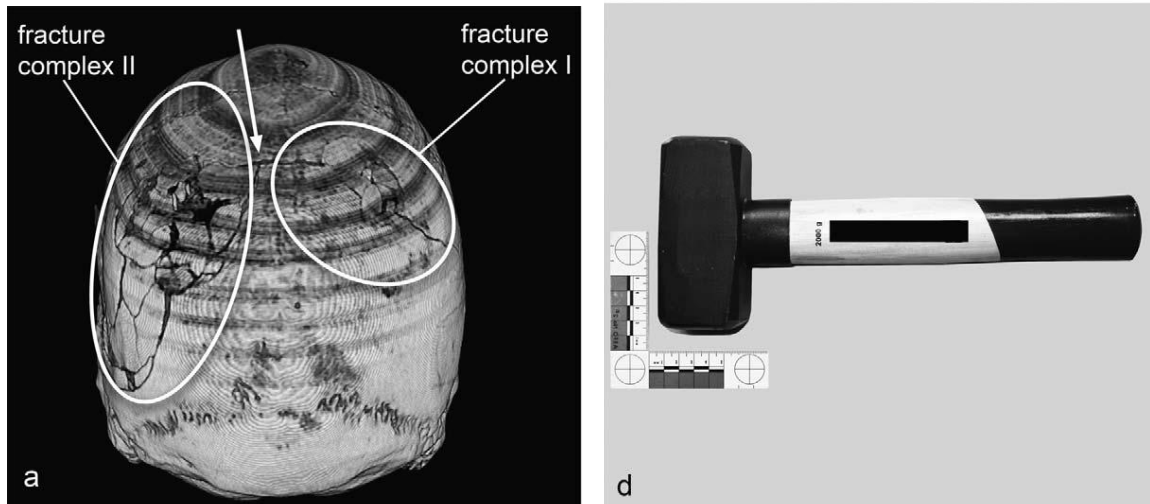


Figura 15 – Reconstrução 3D do crânio fraturado e o modelo da arma utilizada no crime do caso 1 (GRASSBERGER et al, 2011).

LaViolette et al (2011) analisaram a implantação intracranial subdural de eletrodos de estímulo e monitorização para pacientes portadores de epilepsia. Dez pacientes foram submetidos à craniotomia para implantação dos eletrodos que permaneceriam por um período que iria variar de poucos dias à mais de uma semana. Sem o auxílio dos modelos 3D virtuais dos eletrodos e sua posição em relação às estruturas craniais, os cirurgiões tinham que confiar que os mesmos permaneceriam estacionários entre o momento da implantação até a reabertura do crânio. O objetivo do trabalho foi quantificar o deslocamento dos eletrodos em relação a superfície cortical entre os períodos de implantação e retirada dos eletrodos. Foram efetuados exames de TC e RNM para coletar a geometria e posição dos eletrodos com posterior reconstrução 3D dos respectivos modelos no *software* 3D Slicer. Durante a cirurgia, a posição dos eletrodos foi determinada por equipamento de navegação intra-operativa. Alterações na posição foram então calculadas baseadas nas coordenadas colhidas pela TC e nas coordenadas intra-operativas dos eletrodos (Figura 16). Os resultados mostraram que cinco dos dez pacientes apresentaram diferenças estatisticamente significativas na posição global dos eletrodos (média de 7,2 mm), enquanto quatro exibiram significativa descompressão (média de 4,7 mm) e três apresentaram um deslocamento significativo em relação à superfície do cérebro (média de 7,1 mm). Os autores concluíram que o deslocamento dos eletrodos pode ter sido ocasionado pelas atividades diárias do paciente, pela presença de fluidos cerebrais e pela reabertura do

crânio. Concluíram também que a identificação exata do posicionamento dos eletrodos contribui para a um melhor planejamento cirúrgico, maior precisão da ressecção durante a cirurgia e conseqüentemente, melhor resultado final.

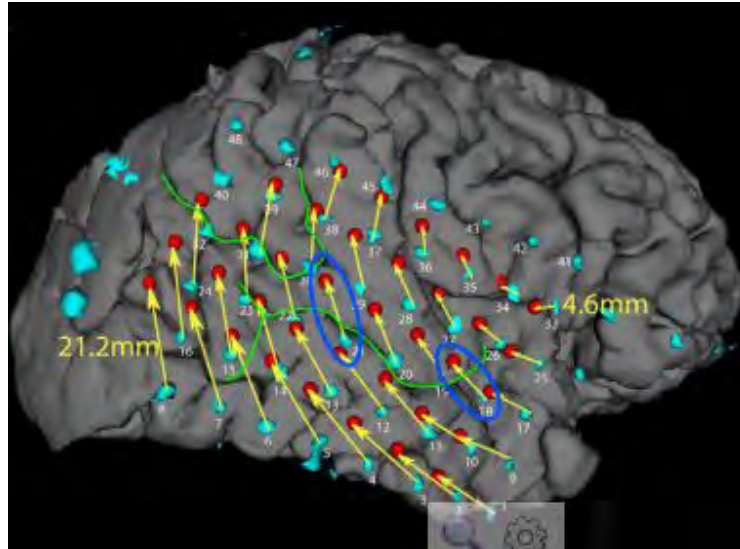


Figura 16 – Modelo cerebral com sobreposição dos eletrodos: Pontos azuis: localização dos eletrodos antes da cirurgia. Pontos vermelhos: posição dos eletrodos durante a cirurgia (LAVIOLETTE et al, 2011).

Delijaicov et al (2010) aplicaram os conceitos de biomodelagem para diagnosticar e planejar o tratamento cirúrgico de uma fratura mandibular cominuta. O paciente foi submetido ao exame de TC e as imagens obtidas foram tratadas no *software* InVesalius para reconstrução 3D virtual, com posterior confecção do modelo físico através de prototipagem rápida (Figura 17). Com o modelo em mãos, a equipe médica pôde analisar a fratura de forma mais precisa, planejar e otimizar o processo cirúrgico. No período pré-operatório, o cirurgião teve a oportunidade de modelar a placa de fixação sobre o biomodelo para reduzir o tempo de operação. Após exames pré-cirúrgicos, o paciente foi operado, a fratura reduzida e a placa moldada fixada sobre a mandíbula. Os autores concluíram que o uso de biomodelos permite um diagnóstico minucioso além de aperfeiçoar o plano de tratamento, pois possibilitou que o cirurgião obtivesse a placa reconstrutiva adaptada à mandíbula do paciente no período pré-operatório. Concluíram também que o uso de biomodelos permite uma redução do tempo operatório e do trauma cirúrgico, favorecendo melhores resultados.



Figura 17 – Biomodelo 3D da mandíbula fraturada e biomodelo prototipado espelhado com placa moldada (DELIJAICOV et al, 2010).

Yeshwant et al (2005) fizeram uso do planejamento cirúrgico através de modelos virtuais para correção de deformidades da mandíbula. Os autores utilizaram parâmetros geométricos do movimento, calculados por meio de modelos virtuais para determinar as dimensões do distrator curvilíneo a ser usado em cada paciente (Figura 18). Quinze pacientes com deformidades simétricas e assimétricas de mandíbula foram examinados por TC e os dados adquiridos foram importados pelo *software* 3D Slicer, módulo Osteoplan, para reconstrução virtual 3D das estruturas anatômicas. Dois cirurgiões assessorados por um cientista computacional realizaram virtualmente o planejamento cirúrgico ideal para cada paciente. Em todos os casos, o movimento curvilíneo 3D foi quantificado utilizando quatro parâmetros de movimento (raio, distração, passo e lateralidade) e essas informações foram utilizadas para prescrever um dispositivo de distração para correção da deformidade óssea. O planejamento permitiu o desenvolvimento dos distratores individuais de acordo com as deformidades de cada paciente. Os resultados obtidos indicaram que os parâmetros geométricos do movimento, calculados usando a reconstrução 3D virtual do crânio, podem ser utilizados para prescrever dispositivos curvilíneos para correção de diversas deformidades ósseas neste grupo de pacientes.

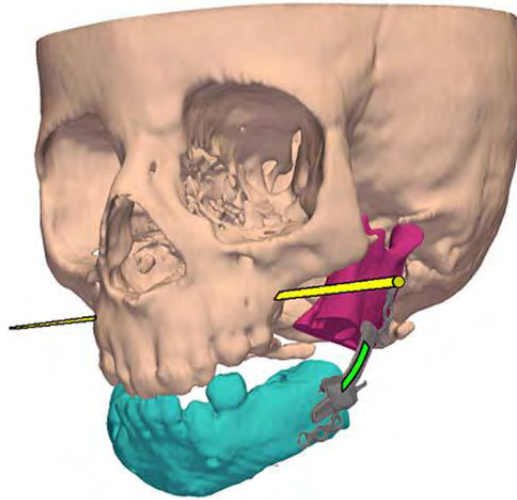


Figura 18 – Modelo virtual 3D apresentando a osteotomia de mandíbula, eixo de rotação e distrator (YESHWANT et al, 2005).

Steck et al (2007) realizaram planejamento cirúrgico utilizando biomodelos físicos produzidos pela prototipagem rápida (sinterização seletiva à *laser*). Treze pacientes diagnosticados com câncer de cabeça e pescoço com idade de nove à dezessete anos foram submetidos à exames de TC e RM para obtenção das imagens médicas. Os dados coletados foram processados no *software* InVesalius e a reconstrução 3D da área de interesse foi exportada em formato STL para equipamento de sinterização à laser. O biomodelo físico (Figura 19) foi estudado pela equipe médica para planejar o tratamento, confeccionar próteses e simular cirurgias. Segundo os autores, em todos os casos abordados pela técnica, o biomodelo possibilitou um planejamento preciso da cirurgia, permitindo fazer pré-moldagem de próteses de titânio e programar a reconstrução com microcirurgia, o que contribuiu para redução do período de anestesia e de realização da cirurgia. O método se mostrou eficiente para o planejamento de cirurgias complexas em cabeça e pescoço que incluem ressecção óssea de face ou mandibular.



Figura 19 – Biomodelo 3D com área demarcada para resecção e placa de reconstrução moldada no período pré-operatório (STECK et al, 2007).

Sannomiya et al (2008) fizeram uso de biomodelo 3D no período pré-operatório e intra-operatório para diagnóstico e tratamento de um paciente portador de ameloblastoma (tumor odontogênico benigno). Um exame de TC foi realizado para obtenção dos dados anatômicos e as imagens médicas foram importadas no *software* InVesalius. Posteriormente, o biomodelo do crânio foi reconstruído no *software* Mimics (Materialise, Bélgica). Foram necessárias duas reconstruções 3D: uma da região mandibular que incluía a área afetada pela patologia e outra, após a “cirurgia virtual”, onde foram utilizadas ferramentas computacionais para se extrair a parte não afetada e posicioná-la sobre a área patológica. Após a reconstrução, o biomodelo foi exportado em formato STL para equipamento de prototipagem rápida para reprodução física do crânio e da mandíbula. No período pré-operatório, o cirurgião utilizou o modelo que continha o tumor para marcar as áreas onde as osteotomias deveriam ser feitas (Figura 20). O segundo modelo foi usado durante a cirurgia como um guia para demarcação da área a ser retirada da fíbula para obtenção do enxerto ósseo (Figura 21). Os autores concluíram que a reconstrução 3D aumenta a visualização anatômica de patologias complexas quando comparadas com imagens 2D de exames radiológicos convencionais. Observaram também que a técnica, além de facilitar o processo cirúrgico, reduz o tempo de cirurgia e melhora o estado do paciente no período pós-operatório.



Figura 20 – Biomodelo físico utilizado para diagnóstico da lesão (SANNOMIYA et al, 2008).

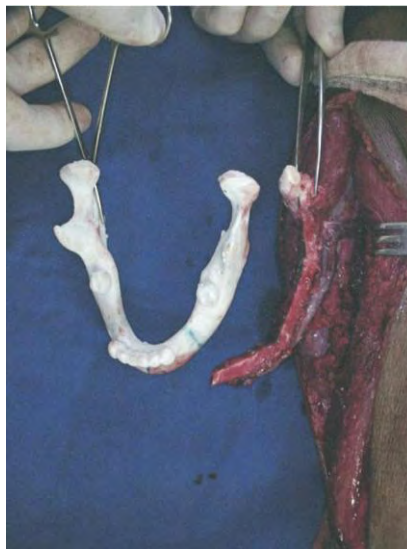


Figura 21 – Biomodelo utilizado como referência para definição do enxerto ósseo (SANNOMIYA et al, 2008).

Kaban et al (2009) projetaram um dispositivo de distração utilizando biomodelos virtuais 3D para correção de deformidades na mandíbula (Figura 22). Treze pacientes portadores de diversas patologias mandibulares foram submetidos ao tratamento de correção por meio da técnica de distração osteogênica curvilínea. Cada paciente foi submetido ao exame de TC e os dados foram importados no *software* 3D Slicer para planejamento do tratamento. Guias cirúrgicos foram construídos para localizar as osteotomias e posicionar os furos do distrator sobre a mandíbula. Após a operação, os pacientes foram monitorados através de exames clínicos e radiológicos para garantir o desejado vetor de movimento. O posicionamento correto do distrator, vetor de movimento e posicionamento final mandibular foram obtidos em dez dos treze

pacientes. Os autores concluíram que o uso do dispositivo de distração osteogênica curvilinear, associado ao planejamento de tratamento 3D, é uma ferramenta poderosa para correções de deformidades complexas da mandíbula.

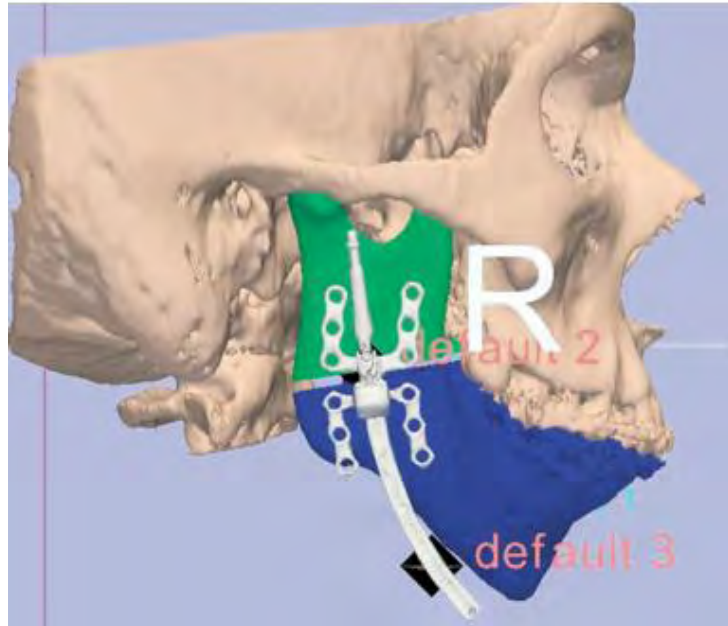


Figura 22 – Planejamento cirúrgico através do *software* 3D Slicer: osteotomia da mandíbula e implantação do distrator curvilinear (KABAN et al, 2009).

Almeida et al (2009) verificaram a precisão das dimensões dos modelos 3D do esqueleto craniofacial produzidos pelo CTI, desenvolvedores do *software* InVesalius. Os autores realizaram seis medidas lineares das órbitas de quatorze biomodelos físicos confeccionados a partir de imagens médicas de TC de pacientes com diagnóstico de deformidade craniofacial congênita. As medidas realizadas nos biomodelos foram comparadas às mesmas medidas obtidas pela TC. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significante entre as medidas lineares realizadas no modelo físico quando comparadas às obtidas a partir dos resultados da TC. Assim, os biomodelos físicos do esqueleto craniofacial produzidos pelo CTI são fidedignos, apresentam baixo custo e úteis ao planejamento de cirurgias craniofaciais.

Como observado na literatura, em se tratando de biomodelagem, a utilização de *softwares* livres associados a CAD livres ainda permanece como um obstáculo ao processo de universalização da técnica.

Frente à limitação encontrada, faz-se necessário buscar novas alternativas para tornar o processo de biomodelagem cada vez mais viável e acessível economicamente às instituições e profissionais da saúde. A seguir, é apresentada a proposta de utilização de *softwares* livres para diagnóstico e planejamento cirúrgico como opção ao processo de biomodelagem virtual tradicional.

3 METODOLOGIA

3.1 Introdução

Este capítulo trata da apresentação da proposta de biomodelagem virtual utilizando *softwares* livres a partir de imagens médicas.

Será definido o termo sistema dedicado como aquele que se refere aos sistemas gráficos desenvolvidos especialmente para o processamento de imagens médicas aplicados para criação de biomodelos 3D. O termo CAD será utilizado como referência aos sistemas computacionais para desenho e projeto utilizados em modelagem de componentes mecânicos.

Analisando vários trabalhos sobre biomodelagem, observa-se que diversos autores utilizaram uma das três possibilidades de combinações de *softwares* para execução de seus projetos: (1) uso de *softwares* proprietários, tanto para sistema dedicado como para sistema CAD (MURRAY et al, 2008; ROBIONY et al, 2007; SUBBURAJ et al, 2007); (2) *softwares* livres ou proprietários para sistemas dedicados e *software* CAD proprietário (CASTRO, 2009; FALCÓN-ANTENUCCI, 2008; MIYASHITA, 2008); (3) somente *softwares* livres dedicados, sem uso de *software* CAD (DELIJAICOV et al, 2010; ALMEIDA et al, 2009; MOSCA, PEREIRA, MANTESSO, 2008; STECK et al, 2007).

A partir dessa observação, o problema identificado foi traduzido na seguinte questão: “É possível realizar um projeto de diagnóstico e planejamento cirúrgico fazendo uso somente de *softwares* livres, quando se trata de reconstrução 3D de biomodelos e edição em sistema CAD?”.

Do levantamento do problema, formula-se a hipótese a partir da seguinte afirmação: “Devido à grande variedade de *softwares* livres disponíveis para os mais diversos propósitos, é possível haver sistemas dedicados capazes de processar imagens médicas e editá-las, assim como haver *softwares* CAD que trabalham com geometrias 3D, a fim de se realizar projetos para diagnóstico e planejamento cirúrgico”.

Se confirmada a hipótese, torna-se viável a realização de projetos para diagnóstico e planejamento cirúrgico empregando *softwares* livres dedicados e CAD

sem a necessidade de investimentos financeiros para aquisição de licenças comerciais, algo ainda não praticado no meio clínico ou acadêmico.

A consequência da confirmação da hipótese é vantajosa por facilitar o acesso de hospitais, clínicas de radiologia e consultórios médicos à técnica de biomodelagem, considerados por muitos como uma tecnologia de alto custo, porém, de grandes resultados (CORRÊA; BRUST; JESUS, 2010; ROSA; OLESKOVICZ; ARAGÃO, 2004; D'URSO et al, 1999).

Frente à situação, o grande desafio deste trabalho encontra-se na transposição das informações geradas por equipamentos de imagens médicas para sistemas CAD, percorrendo *softwares* livres que realizem as conversões necessárias e interpretem os dados corretamente.

Sabe-se que sistemas CAD ainda não são capazes de processar nem de realizar reconstruções 3D a partir de arquivos DICOM. Esta barreira tecnológica implica na necessidade de execução de etapas de processamento de tais informações para converter a imagem 2D em uma entidade passível de edição no programa CAD.

Dessa forma, torna-se necessário identificar *softwares* livres capazes de processar as informações contidas nos exames de imagens médicas e convertê-las em modelos 3D para exportação. É importante também encontrar *software* livre CAD que importe modelos médicos no formato apropriado e que seja capaz de editá-los para sua adequação ao projeto cirúrgico.

A metodologia desse estudo foi desenvolvida baseada nos conceitos e princípios de biomodelagem e *softwares* livres, apresentados no capítulo 2. Para elaboração da presente proposta, foi necessário primeiramente identificar os *softwares* livres capazes de serem aplicados em biomodelagem e em um segundo momento, aplicá-los à casos reais.

Para alcançar os objetivos, a metodologia deste trabalho foi dicotomizada em duas etapas, onde uma apresentará o processo de escolha e aceitação dos programas e outra que exporá o modelo conceitual da nova proposta em biomodelagem, que será aplicado nos estudos de casos.

3.2 Recursos computacionais utilizados

3.2.1 Hardware

Como proposto anteriormente, foi utilizado equipamento convencional de informática para processamento de imagens e edição do biomodelo. A configuração do *hardware* é mostrada na Tabela 7.

Tabela 7 - Descrição do *hardware* utilizado.

Item	Descrição
Processador	Intel Centrino Core 2 Duo
Memória RAM	3 Gb DDR2
Hard Disk (HD)	250 Gb
Placa de vídeo	Intel Express Chipset
Monitor	15"
Mouse	Óptico

3.3 Etapas metodológicas

3.3.1 Identificação dos *softwares* livres

Em um primeiro momento, imaginou-se que diversos *softwares* livres dedicados e sistemas CAD pudessem realizar a transição de dados de forma apropriada e relativamente comum.

Entretanto, na avaliação dos *softwares* livres, constatou-se que a transposição de dados não seria trivial, como encontrado frequentemente em programas proprietários, que permitem a conversão de dados em formatos particulares, o que facilita o intercâmbio de informações de um aplicativo para outro.

Após a definição das características básicas dos *softwares* apropriados à realização deste trabalho, iniciou-se a busca por programas que atendessem aos pré-requisitos.

Além de procurar diretamente por *softwares* dedicados e sistemas CAD livres conhecidos, outras opções foram levantadas através do site da comunidade internacional de *softwares* livres (SOURCE FORGE, 2011), *sites* de buscadores de arquivos na *web* e de *downloads* de programas.

Utilizando diversas combinações de palavras-chaves, iniciou-se o acesso às páginas de resultados para avaliação inicial da descrição do *software*. Se a descrição do fabricante atendia as exigências básicas, o programa era instalado e avaliado.

Na categoria sistemas dedicados, foram testados os programas MedInria, Seg3D, Invesalius, 3DSlicer, OsirisX, Drishti, Amide, Crea Tools, SciRun, Paraview entre outros que foram desconsiderados para este trabalho.

Para a prévia seleção, foram aplicadas algumas tarefas essenciais como importação de arquivos em formato DICOM, reconstrução 3D e exportação de dados.

Características como interface, formato de importação e exportação de dados, sistema operacional exigido, intuitividade para realização das tarefas e estabilidade de uso foram analisadas e muitos programas foram rejeitados.

Em se tratando de *software* CAD e *software* de modelagem 3D, diversos programas foram confrontados com o objetivo principal do presente estudo, entre eles: BrlCAD, HeeksCAD, NaroCAD, K3D, FreeCAD e Blender. Os motivos que tornaram muitos *softwares* impróprios para o estudo foi a impossibilidade de se trabalhar com biomodelos, ausência de ferramentas básicas para adequação da geometria ao projeto e inviabilidade de importação/exportação do modelo em formatos específicos.

Dentre os *softwares* analisados, o Invesalius 3.0 (sistema dedicado) e o FreeCAD 0.11 (sistema CAD) foram identificados como os *softwares* livres mais aptos para realização dos objetivos deste trabalho.

3.3.1.1 Análise dos *softwares* livres escolhidos

Além das características básicas iniciais para aceitação do *software*, fez-se necessário analisar as ferramentas disponíveis, observando a viabilidade de sua aplicação em situações de biomodelagem virtual.

Assim, foram executadas simulações de diagnóstico e planejamento cirúrgico usando imagens médicas de TC. Diversas atividades foram realizadas como segmentação, reconstrução 3D, transição de dados de um *software* para outro e aplicação de ferramentas CAD.

A análise de desempenho dos *softwares* previamente escolhidos frente às tarefas direcionadas confirmou a aceitação dos programas Invesalius 3.0 e FreeCAD 0.11 para este trabalho. Suas principais características serão apresentadas nos tópicos seguintes.

3.3.1.1.1 Invesalius 3.0

O Invesalius (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, Brasil) é um *software* livre dedicado para processamento de imagens médicas que tem por objetivo auxiliar médicos no diagnóstico e planejamento cirúrgico, visando à produção de biomodelos 3D de estruturas anatômicas, a partir de imagens de TC ou RNM.

Com o desenvolvimento do InVesalius, abriu-se uma nova perspectiva para o diagnóstico clínico, pela possibilidade de geração de modelos anatômicos virtuais, permitindo ao médico, na tela de seu computador em seu consultório ou na sala de cirurgia, navegar por estruturas 3D. O modelo virtual oferece visualização do segmento em estudo de uma forma até então pouco acessível, rico em detalhes e com diferentes texturas. O *software* possui todas as funcionalidades de um similar comercial, satisfazendo plenamente as necessidades para cirurgias buco-maxilo-facial (SANTA-BÁRBARA, 2006).

Ao contrário da maioria dos *softwares* dedicados, o InVesalius foi concebido para ser utilizado em computadores pessoais comuns, permitindo interpretação das imagens de forma estática ou dinâmica, de acordo com as necessidades do caso clínico (MEURER et al, 2008).

A partir de imagens no formato DICOM, o *software* é capaz de criar uma sequência de visualização das seções transversais da área de estudo, navegar entre elas e segmentá-las por meio de máscaras de acordo com o interesse do usuário (Figura 23).

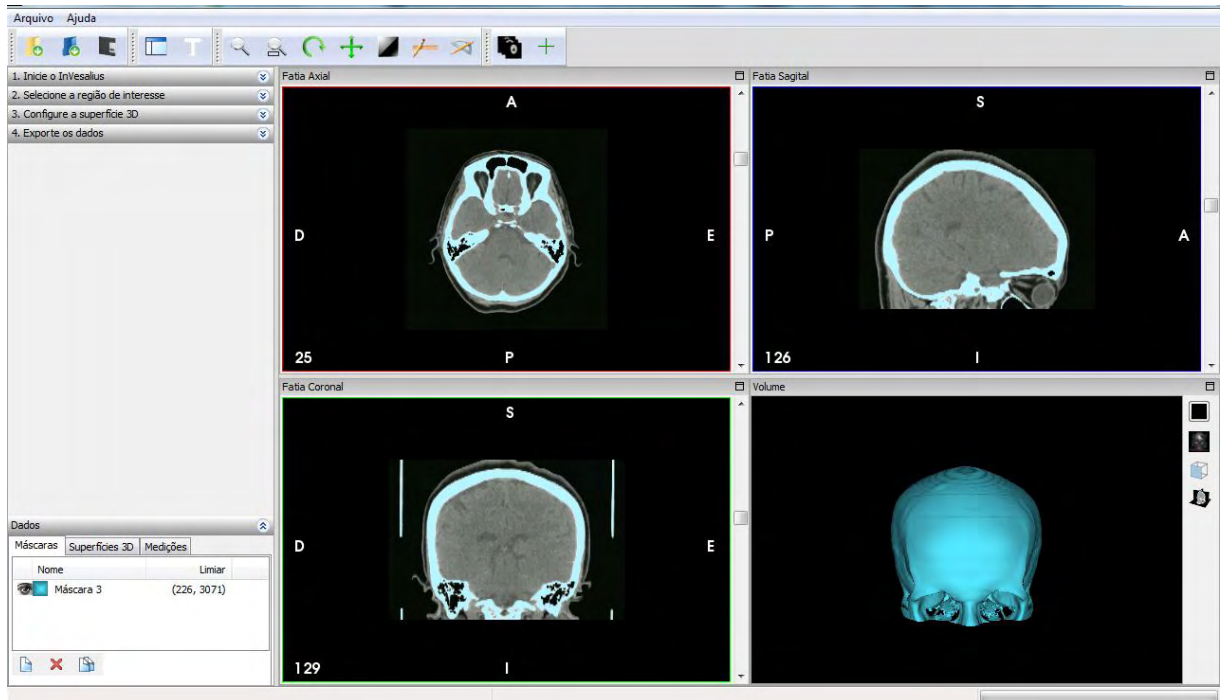


Figura 23 – Invesalius 3.0.

A criação de máscaras permite que o usuário faça distinção de tecidos com diferentes composições biológicas, o que é realizado através da determinação das propriedades de limiar (*threshold*). Por meio da definição da faixa do limiar de cinza, o programa realiza segmentação das imagens de forma automática, ao passo que, na edição individual das fatias, utilizando ferramentas como apagar, desenhar ou limiar, o usuário aplica a segmentação manual. A edição individual das fatias é indicada para estruturas pouco diferenciadas das demais, pois permite que o operador indique quais áreas específicas devem ser distinguidas.

A criação de novas máscaras e definição de novos limiares possibilita a segmentação de diversas estruturas, criando biomodelos individuais, como visto na Figura 24.

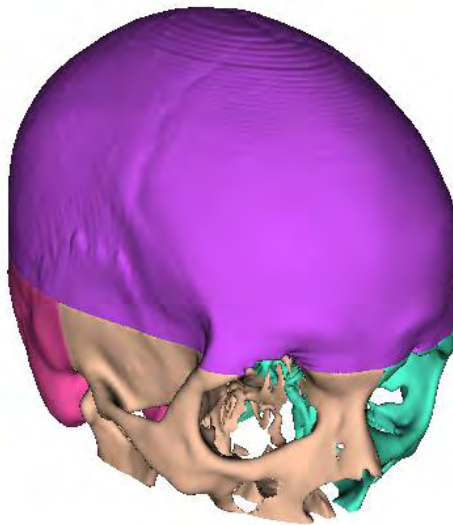


Figura 24 – Biomodelos gerados a partir de diferentes máscaras de segmentação.

Na manipulação de modelos, o programa permite que sejam selecionadas partes 3D de interesse que deverão ser separadas de outras estruturas para exportação do biomodelo. Para determinar o modelo final, frequentemente é necessário utilizar ferramentas avançadas de superfícies como “separar maior superfície”, “selecionar as regiões de interesse” ou “separar todas regiões desconexas”. O uso destes comandos exclui áreas anatômicas indesejadas e ruídos presentes que se comportam como modelos, garantindo a qualidade final da geometria exportada.

O Invesalius 3.0 oferece ainda algumas ferramentas para auxílio no diagnóstico clínico. Após a reconstrução 3D do biomodelo, é possível realizar medidas de distâncias e ângulos entre estruturas, assim como obter o volume total da geometria.

O programa possibilita também exportar o modelo nos formatos IV, PLY, RIB, STL, STL ASCII, VRML, VTK e OBJ. Desses formatos, o mais interessante é o STL, pois permite que o modelo seja exportado diretamente para a máquina de prototipagem rápida ou para sistema CAD.

3.3.1.1.2 FreeCAD 0.11

O FreeCAD (Juergen Riegel, EUA) é um *software* livre CAD 3D baseado em modelagem paramétrica direcionado para engenharia mecânica e desenho de produtos,

podendo ser utilizado também em outros segmentos da engenharia e arquitetura. O programa permite que o usuário inclua novos recursos adicionais sem a necessidade de se modificar os módulos do núcleo do programa (SOURCE FORGE, 2011).

Diversos tipos de arquivos podem ser importados pelo FreeCAD 0.11. Entre os principais, há os formatos CAD 2D/3D (DXF, IGES, STEP, BRP), formatos de imagens (BMP, JPG, PNG), Inventor (IV), formato de malhas (STL, OBJ, PLY, Figura 25), arquivos de nuvem de pontos (ASC), de realidade virtual (VRML, WRL) entre outros.

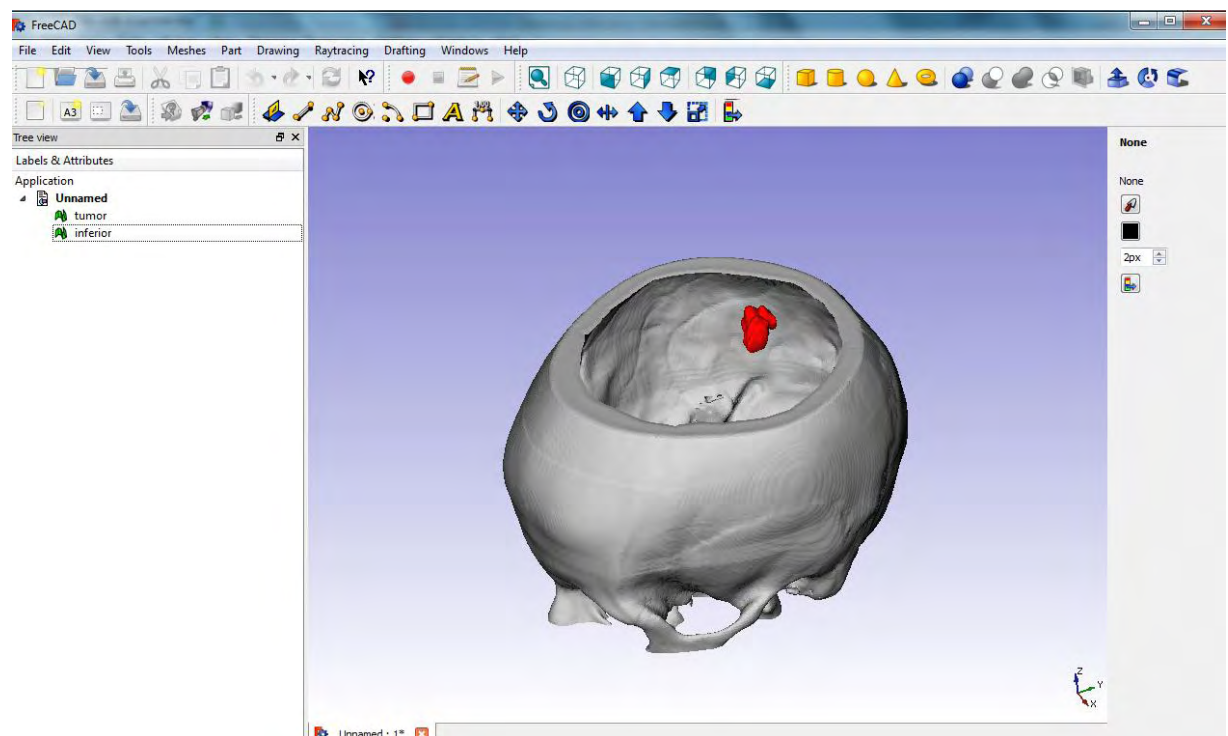


Figura 25 – Arquivo STL importado no FreeCAD 0.11 para visualização de tumor cerebral.

O *software* opera por meio de módulos específicos (*workbenches*) para modelagem de geometrias em formato de malha ou sólido e permite a conversão de estrutura entre esses formatos. A facilidade de alteração da estrutura do modelo permite que o usuário transite de um módulo para o outro e utilize todos os recursos oferecidos pelo *software*.

As principais ferramentas do FreeCAD 0.11 para aplicação em biomodelagem são as operações booleanas (união, intersecção, subtração e seção), espelhamento,

análise e correção de imperfeições na malha, aplicações de transparência em modelos e criação de geometrias primitivas.

Outra importante funcionalidade do programa são os diversos formatos disponíveis para exportação de modelos, que podem ser enviados à outros programas CAD ou ainda diretamente para máquinas de prototipagem rápida. Os mesmos formatos de arquivos permitidos para importação estão disponíveis para exportação, facilitando a troca de dados entre programas de diversas finalidades.

Além da modelagem 3D de sólidos ou malhas, o FreeCAD 0.11 permite trabalhar com esboços (*sketch*) 2D para criação de objetos 3D por meio das ferramentas “extrusão” e “revolução de perfis”. Utilizando o *workbench* 2D, pode-se criar dispositivos mecânicos como hastes, fixadores, placas entre outros acessórios cirúrgicos.

3.3.2 Modelo conceitual

O modelo conceitual da presente proposta tem por objetivo esclarecer de forma abrangente as bases para execução de um projeto em biomodelagem, tornando-o aplicável em diversos casos da rotina médica. Os procedimentos executados para reconstrução de biomodelo 3D gerado a partir de imagens de TC podem ser seguidos para obtenção de biomodelos a partir de exames de RNM.

Para melhor compreensão, a proposta foi dividida em duas principais etapas: (1) reconstrução do biomodelo 3D e (2) projeto em *software* CAD, ilustradas no fluxograma da Figura 26. A descrição detalhada de cada item é apresentada nos tópicos seguintes.

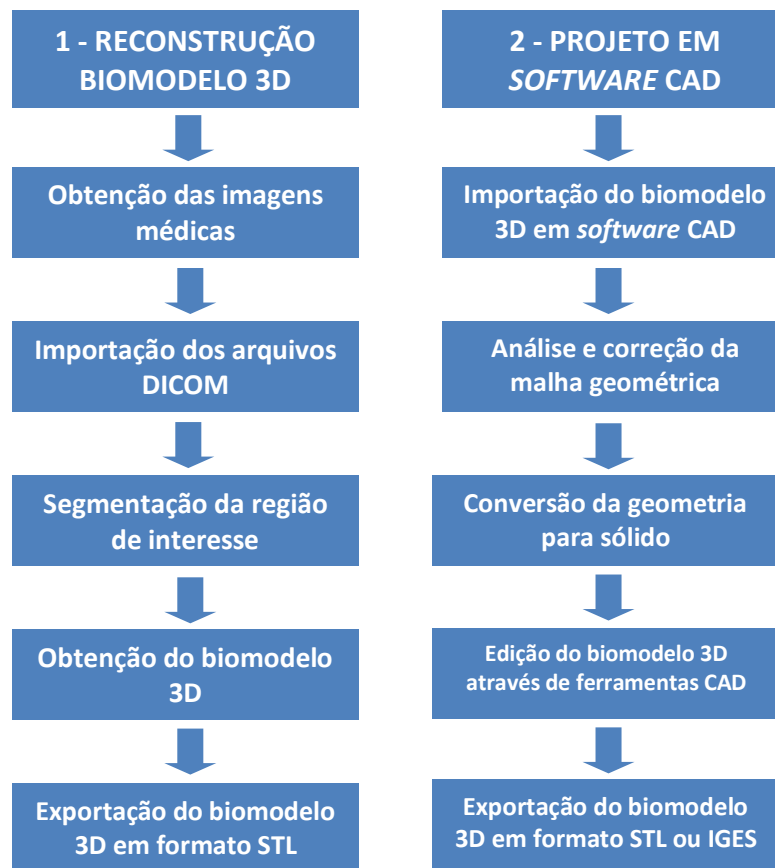


Figura 26 – Fluxograma do método proposto.

3.3.2.1 Reconstrução do biomodelo 3D

A obtenção de um biomodelo 3D exige o cumprimento de algumas etapas que definirão as características, qualidade e precisão da geometria anatômica. As etapas vão desde a aquisição das imagens médicas por equipamento de radiologia até a obtenção da superfície 3D do biomodelo. As referidas fases são apresentadas a seguir.

3.3.2.1.1 Obtenção das imagens médicas

Para execução do exame radiológico, há diferentes protocolos de aplicação que variam de acordo com o objetivo médico final. Se a meta for a reprodução física do segmento em estudo, o técnico de radiologia deve executar o protocolo para prototipagem rápida, que é ligeiramente diferente do protocolo para diagnóstico.

Exemplos de protocolo para prototipagem rápida é apresentado por Anatomics (2011) e Prado (2005). É importante frisar que quanto menor a espessura entre os cortes tomográficos, maior a definição do biomodelo e maior a carga de processamento computacional.

A execução do exame do radiológico fornece um conjunto de arquivos DICOM correspondente às seções transversais do segmento analisado. Os dados devem ser gravados em CD-ROM (*Compact Disc – Ready Only Memory*) e transferidos para um computador para processamento dos dados.

3.3.2.1.2 Importação dos arquivos DICOM

Os arquivos DICOM, quando considerados como um conjunto, possuem pouca ou nenhuma flexibilidade e facilidade de manuseio.

Para resolver essa limitação, os arquivos devem ser importados em *software* dedicado para processamento dos dados contidos em cada imagem, possibilitando o uso de suas informações. Cada um dos arquivos existentes contém informações 2D sobre a anatomia do paciente e são suficientes para segmentação e reconstrução 3D do segmento em estudo.

A pasta contendo o conjunto de arquivos DICOM, cuja quantidade de arquivos varia de acordo com o comprimento do objeto tomografado e com a precisão do aparelho (FRANCESCONI, 2008), deve ser importada no *software* Invesalius 3.0. Após o carregamento dos dados, será apresentada uma área de visualização das séries de imagens referentes àquele exame.

Apesar do *software* oferecer a possibilidade de se eliminar algumas fatias para reduzir a carga de processamento computacional, é importante utilizar todas as imagens disponíveis, o que garantirá uma melhor definição e precisão do modelo.

3.3.2.1.3 Segmentação da região de interesse

A segmentação das imagens médicas consiste em separar bidimensionalmente a área de estudo de estruturas indesejadas.

A região patológica é visualizada utilizando-se as janelas axial, coronal e sagital de navegação, que fornecem visão multiplanar e permitem acessar todas as seções transversais do exame radiológico (Figura 27).

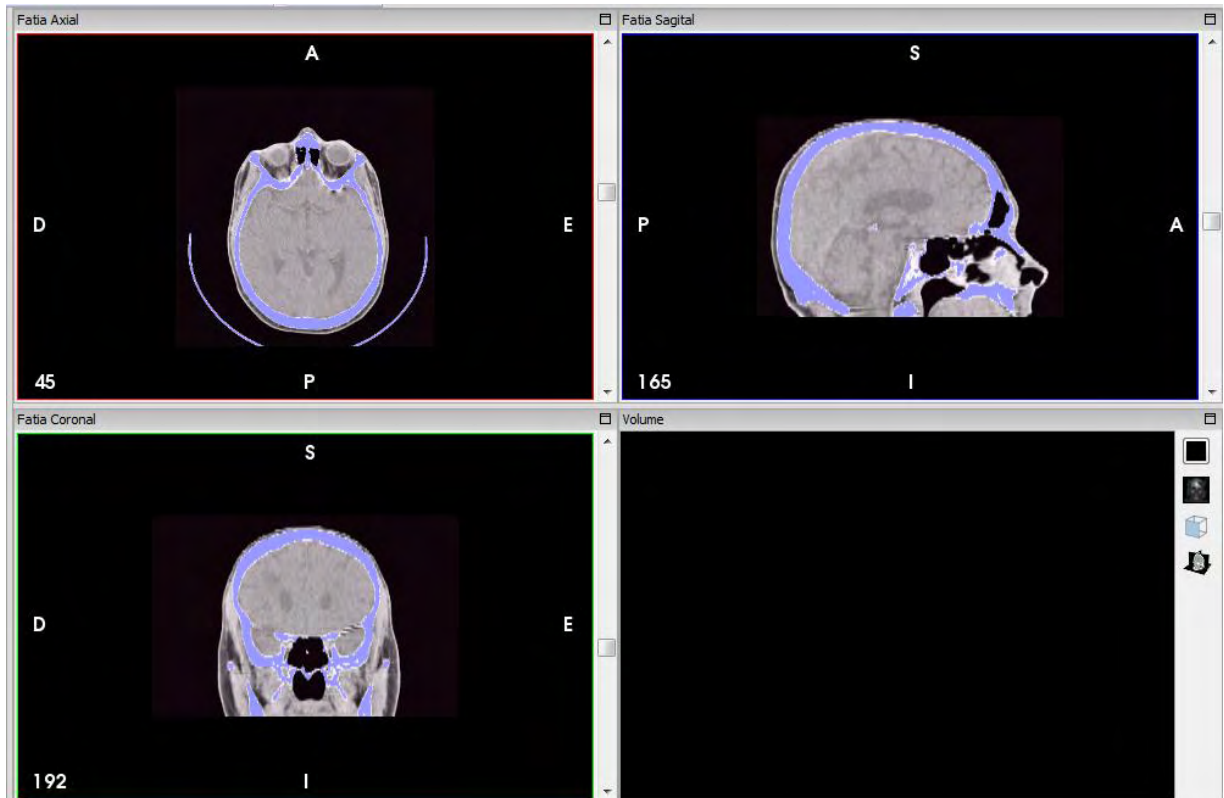


Figura 27 – Janela de visualização e criação de máscara para tecido ósseo (em azul).

Ao identificar a área lesionada e outras estruturas úteis para a reconstrução 3D, devem ser criadas máscaras correspondentes a cada biomodelo que se deseja gerar. A definição de novas máscaras e de suas propriedades estão disponíveis na guia “selecione a região de interesse”.

Para determinar as regiões, deve-se informar ao programa qual o intervalo de valores de cinza pretende-se identificar. Cada tecido possui um valor característico de cinza e ao definir o limiar a ser utilizado na máscara, o programa destacará todos os tecidos que correspondem a este valor.

O *software* oferece alguns *presets* (“selecione ou edite valor de limiar”) pré-programados para aplicar a ferramenta limiar em tecidos ósseos, tecidos gordurosos, tecidos musculares entre outros. Ajustes mais finos da segmentação poderão ser

realizados de forma manual ao se indicar o valor de limiar desejado, o que aperfeiçoará o processo de segmentação.

Métodos automáticos e/ou manuais de segmentação pode ser utilizados para caracterizar um tecido. Por exemplo, para identificar estruturas craniais, utiliza-se frequentemente valores de cinza pré-definidos para ossos. Já para segmentação de vasos sanguíneos, valores de cinza testados de forma manual poderão ser mais úteis, de modo que o *software* possa identificar a referida estrutura com maior precisão.

Muitas vezes, devido às características anatômicas da patologia, é necessário navegar entre as fatias e aplicar limiares localizados, utilizando as “ferramentas avançadas de edição”. Estes ajustes devem ser feitos para continuar evidenciando a estrutura de interesse, uma vez que os valores de cinza do segmento podem alterar-se levemente de uma fatia para a outra.

Outra ocorrência comum é a necessidade de apagar partes da área de interesse que tocam outras estruturas indesejadas ou ainda, redesenhar contornos não fechados (Figura 28). Estas operações são realizadas dentro das “ferramentas avançadas de edição” através dos comandos “apagar” e “desenhar”.

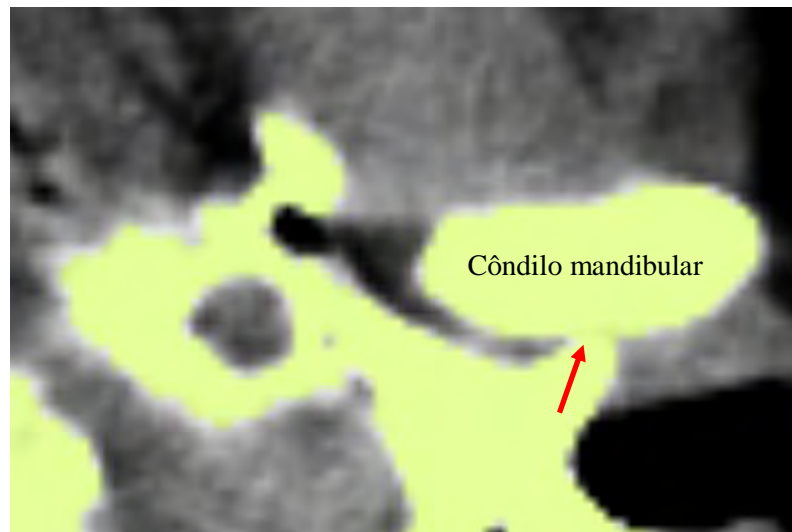


Figura 28 – Necessidade de separação manual do cândilo mandibular.

Após definição das máscaras no processo de segmentação, é necessário gerar as superfícies 3D que representarão os biomodelos anatômicos.

3.3.2.1.4 Obtenção do biomodelo 3D

Para obtenção da superfície, cada máscara previamente criada deve ser utilizada como base para a reconstrução 3D. De forma individual, as máscaras são selecionadas e submetidas ao comando de criação da superfície.

Por meio de algoritmos, o *software* extrai todos os contornos definidos pela máscara de segmentação, processando todas as seções transversais existentes. O resultado é a geração de uma superfície 3D que representa fielmente as estruturas definidas pela máscara. O biomodelo em corte é visualizado na janela de volume, como pode ser visto na Figura 29.

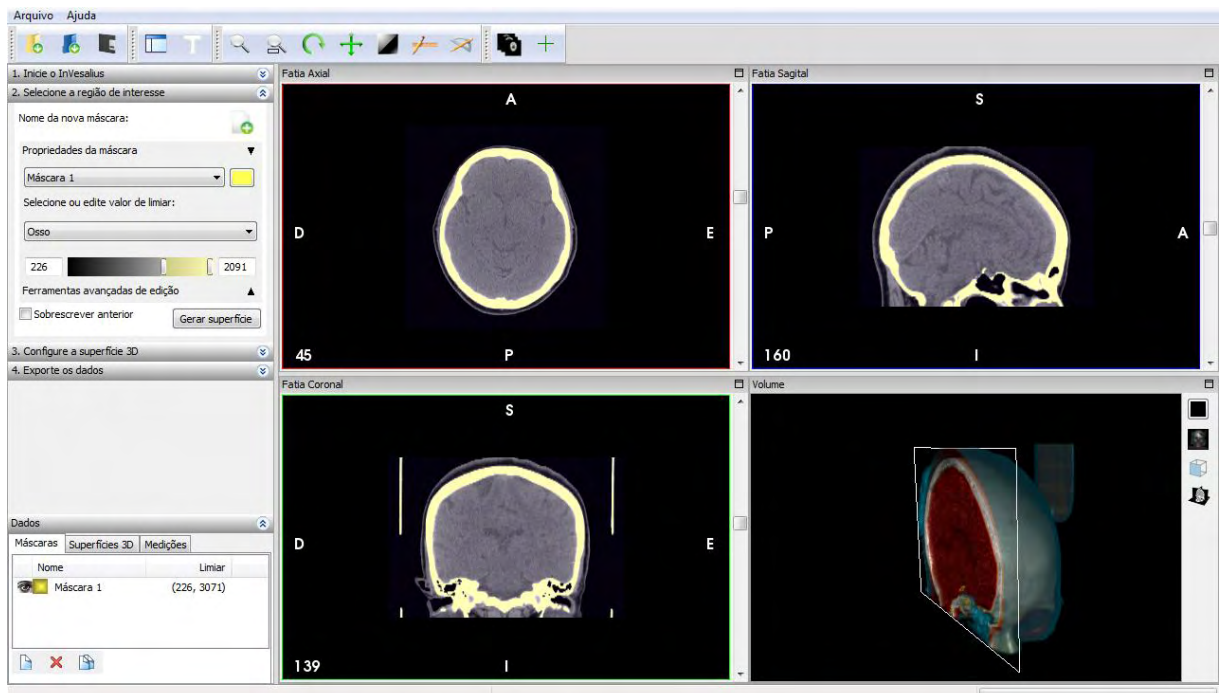


Figura 29 – Visualização de biomodelo em corte na janela de volume após reconstrução 3D.

Em algumas situações, pode ser necessário dividir uma estrutura para que seja facilitada a visualização interna, como no caso do crânio, por exemplo. Não há ferramentas específicas disponíveis para esta finalidade, porém, o usuário pode gerar uma descontinuidade no modelo quando apagar uma das fatias de uma determinada janela de visualização (axial, coronal ou sagital). Na reconstrução 3D, essa fatia não será processada, o que ocasionará uma falha na superfície do modelo, dividindo-o em duas partes. Seleciona-se a uma das porções e despreza-se a outra. Cria-se uma nova

máscara contendo aquela fatia que foi apagada mas desta vez, deleta-se a primeira fatia 2D do lado que houve o biomodelo escolhido anteriormente. Gera-se novamente a superfície e escolhe-se aquela que faltava para completar o biomodelo. A exclusão de uma fatia para o primeiro modelo e a inclusão desta mesma fatia para obtenção do segundo modelo garantem que a estrutura está completa com a presença de todas as fatias (Figura 30).

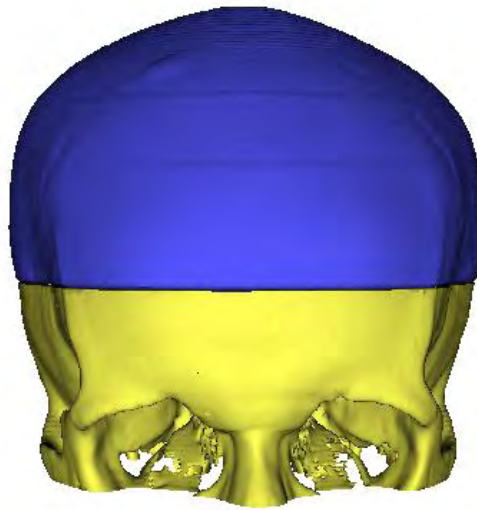


Figura 30 – Biomodelo do crânio composto por duas partes independentes.

Quando obtém-se uma superfície 3D, pode ser que o resultado apresente diversas geometrias que não pertençam à estrutura principal. Para eliminá-las, o *software* disponibiliza ferramentas que permitem a extração da maior área modelada, alguma outra específica ou ainda excluir estruturas desconexas (ruídos).

Definidas as superfícies 3D de interesse, é necessário exportar os biomodelos para outros *softwares* ou para máquina de prototipagem rápida.

3.3.2.1.5 Exportação do biomodelo 3D em formato STL

Os biomodelos 3D devem ser exportados do *software* Invesalius 3.0 de forma individual ou em conjunto. Sugere-se exportá-los individualmente para editá-los independentemente de outras estruturas no *software* CAD. Essa forma de exportação

permite que cada biomodelo seja manipulado sem interferir em outros componentes, oferecendo maior liberdade de criação.

Para enviar os modelos para máquinas de prototipagem rápida ou para ambiente CAD, deve-se utilizar o formato STL de exportação, pois, segundo Kang (2009), este tipo de arquivo não compromete a geometria original, garantindo a qualidade e precisão do modelo.

3.3.2.2 Projeto em *software* CAD

Até pouco tempo atrás, era impossível de se trabalhar uma geometria anatômica em *software* CAD, que modelava somente componentes mecânicos. No entanto, atualmente pode-se converter um segmento ósseo ou um órgão em uma peça mecânica e manipulá-la como uma entidade CAD, o que permite inúmeras análises e simulações.

3.3.2.2.1 Importação do biomodelo 3D em *software* CAD

O objetivo principal da importação do biomodelo 3D em um *software* CAD é reconstruir com precisão o exame tomográfico obtido no *software* dedicado.

Para início da fase de projeto, a geometria 3D produzida no Invesalius 3.0, deve ser importada no *software* FreeCAD 0.11. Devido às características do arquivo STL, o modelo é importado como uma superfície de malhas e o sistema de coordenadas definido no exame de TC é mantido. Outros dados sobre o biomodelo importado e sua malha podem ser observados na janela de propriedades da geometria.

No ato da importação, o *software* faz uma rápida e automática análise de qualidade da malha e indica alguns defeitos a serem corrigidos, que podem ser notados na janela de relatórios (“*report view*”). Para correção das imperfeições da malha, o programa oferece ferramentas especiais, que serão descritas no tópico seguinte.

3.3.2.2.2 Análise e correção da malha geométrica

A malha geométrica é composta por milhares de faces triangulares que dão forma e precisão ao modelo. Quanto maior a quantidade desses triângulos, maior a precisão e maior a carga de processamento computacional (Figura 31).

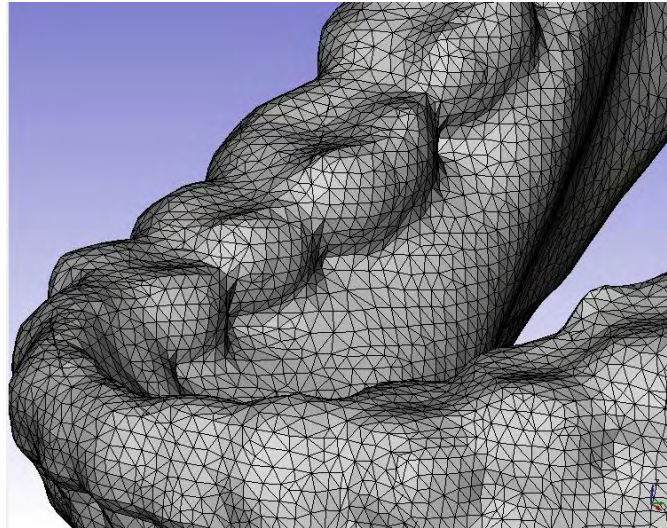


Figura 31 – Detalhe dos triângulos que compõem a malha geométrica da mandíbula.

Nas fases de segmentação e reconstrução 3D realizadas no Invesalius 3.0, assim como na importação de dados no FreeCAD 0.11, podem ocorrer o aparecimento de imperfeições na malha. Prezando pela qualidade final da geometria, o FreeCAD 0.11 oferece algumas ferramentas de análise e correção da superfície, dispostas no *workbench* “*Meshes*”.

A aplicação da ferramenta de avaliação e reparo da malha examina todas as faces, pontos e intersecções de triângulos em busca de degenerações, duplicações, ou sobreposições de faces e pontos. Após análise automática, o programa sugere a correção dos defeitos encontrados, corrigindo-os automaticamente.

Falhas não reparadas pela correção automática podem ser corrigidas através da ferramenta de fechamento de furos, que solicita ao usuário a especificação do tamanho máximo dos vazios a serem reconstruídos, a fim de evitar que furos naturais sejam preenchidos.

Faces que ainda permanecem abertas mesmo após a tentativa de fechamento podem ser corrigidas manualmente por meio da indicação individual dos defeitos, assegurando o completo fechamento da superfície.

3.3.2.2.3 Conversão da malha em sólido

Aplicadas as correções de malha, os biomodelos que necessitarem ser submetidos à operações booleanas como união, subtração, intersecção ou secção, deverão ser convertidos para sólido, seguindo estas duas etapas: conversão da geometria para um formato intermediário de sólido (*shape*) e em um segundo momento, transformar em sólido a forma obtida na fase anterior.

Na etapa de conversão de malha para *shape*, poderá haver uma grande demanda de processamento computacional, que será variável de acordo com o número de triângulos presentes no biomodelo: quanto maior o número de faces, maior a carga e o tempo de processamento. Em modelos de pequenas dimensões, essa fase se cumpre rapidamente.

A segunda etapa, que realiza a conversão do formato *shape* para sólido, pode ocorrer de forma rápida para modelos de pequenas e grandes dimensões, não demandando tempo nem grande processamento computacional.

A aplicação da ferramenta de conversão permite que a geometria, originalmente em formato de malha devido a sua importação em STL, se torne uma entidade sólida prontamente editável, preparando-a para ser submetida à aplicação de diversas ferramentas CAD em *softwares* livres ou proprietários.

Visualmente, o modelo em malha e o modelo sólido não apresentam diferenças, a não ser pela simbologia indicada na árvore de projetos. Na prática, o modelo sólido está pronto para ser submetido a ferramentas específicas para objetos sólidos.

3.3.2.2.4 Edição do biomodelo 3D através de ferramentas CAD

Com o modelo sólido, diversas operações podem ser realizadas para adequação da geometria ao projeto desejado.

Para alteração na disposição espacial dos modelos, deve-se utilizar a janela de propriedades da geometria. Por meio de sua localização nos eixos *x*, *y*, *z* e eixos de rotação, pode-se rearranjar as superfícies de forma a posicioná-las perante outras estruturas independentes, o que possibilita o encaixe entre partes distintas, quando

necessário. Essa operação permite que o modelo interaja com geometrias primitivas, gerando diversas maneiras de edição do biomodelo.

São aplicadas também operações booleanas entre modelos e entre modelos e geometrias primitivas, o que permite realizar diversas simulações de procedimentos cirúrgicos. Outra importante ferramenta é o espelhamento de partes anatômicas saudáveis utilizando o comando “*mirror*”, que possibilita que modelos sejam copiados e refletidos para o lado contra-lateral. A execução do espelhamento para obtenção de próteses é comumente utilizada em biomodelagem por meio da sobreposição de modelos lesados por modelos sadios.

Outros detalhes da edição do biomodelo em ambiente CAD serão apresentados diretamente no estudo de casos.

3.3.2.2.5 Exportação do biomodelo 3D em formato STL

Finalizada a fase de projeto, o modelo virtual pode ser exportado em formato STL, disponibilizando-o para a máquina de prototipagem rápida. No entanto, não é objetivo desse trabalho reproduzir fisicamente os biomodelos.

Os biomodelos podem também ser exportados nos formatos IGS e STP para serem utilizados em outros *softwares* CAD ou para outras aplicações.

4 ESTUDOS DE CASO

4.1 Introdução

Neste capítulo, são apresentados três estudos de caso provenientes de diferentes especialidades da medicina, que serão abordados pela metodologia proposta.

Para escolha dos casos e obtenção dos exames de imagens, foram visitados consultórios médicos e um hospital de grande porte, de onde foram selecionadas situações clínicas e cirúrgicas que representassem as necessidades da rotina médica. Dessa forma, foram escolhidas patologias que possuíssem acometimento de tecidos duros (ósseos), tecidos moles e vasos sanguíneos, o que possibilita abranger uma grande diversidade de casos.

É importante ressaltar que os casos selecionados fazem parte de acervo pessoal, institucional ou já se encontravam em tratamento. As imagens tomográficas foram solicitadas pelos médicos responsáveis para fins de tratamento, sendo as mesmas aproveitadas posteriormente para utilização neste trabalho. A metodologia proposta neste trabalho abrange todo o caminho percorrido para conversão de dados morfológicos contidos em imagens 2D até a sua edição em formato 3D em *software* CAD.

O intuito principal do uso de ferramentas computacionais livres na medicina consiste em construir biomodelos virtuais que sejam capazes de auxiliar o médico na tomada de decisões clínicas e cirúrgicas.

No estudo de caso I, aplicou-se os conceitos de biomodelagem utilizando *softwares* livres para diagnóstico de patologia vascular. O objetivo deste caso é reconstruir o Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA) e o sistema esquelético da região tóraco-abdominal, o que permite ao médico compreender melhor a anomalia vascular e determinar o tratamento mais adequado. Os biomodelos 3D também serão fonte de informação adicional para decisão sobre uma possível intervenção cirúrgica.

O estudo de caso II aborda a aplicação da metodologia em tecido ósseo para diagnóstico e planejamento cirúrgico de Câncer de Palato. As ferramentas computacionais foram aplicadas para caracterizar a lesão e simular a ressecção óssea,

preparando o cirurgião para o processo cirúrgico. Sugere-se também a confecção de uma prótese em substituição à região óssea extraída cirurgicamente.

O estudo de caso III apresenta a condição cirúrgica de Meningioma, onde há o envolvimento de tecido nervoso e tecido ósseo em um mesmo caso. Os biomodelos foram utilizados para aprimoramento do diagnóstico e análise do melhor método cirúrgico.

As imagens médicas dos casos clínicos aqui apresentados foram geradas por equipamento de TC e os parâmetros utilizados para captação dos dados possuem valores comumente utilizados para fins de diagnóstico. Algumas características sobre estas imagens médicas são apresentadas na Tabela 8.

Tabela 8 – Algumas características das imagens médicas.

	Estudo de caso 1	Estudo de caso 2	Estudo de caso 3	Anexo A
Exame	TC	TC	TC	TC
Número de fatias	268	193	128	120
Tamanho imagem	512x512	512x512	512x512	512x512
Espaçamento	3mm	0,63mm	1,25mm	1,25mm
Uso de contraste	Sim	Não	Sim	Sim

4.2 Estudos de caso

4.2.1 Estudo de caso I: Aneurisma da Aorta Abdominal

O AAA é uma dilatação anormal (maior que 50% do esperado para aquele segmento) de alguma parte da artéria aórtica (Figura 32) que, em condições normais, apresenta um diâmetro de aproximadamente 2 cm. A expansão do vaso está associada ao enfraquecimento de sua parede e o seu rompimento pode conduzir o paciente ao óbito súbito (ARAÚJO JÚNIOR; RODRIGUES, 2003; BAPTISTA-SILVA, 2003).

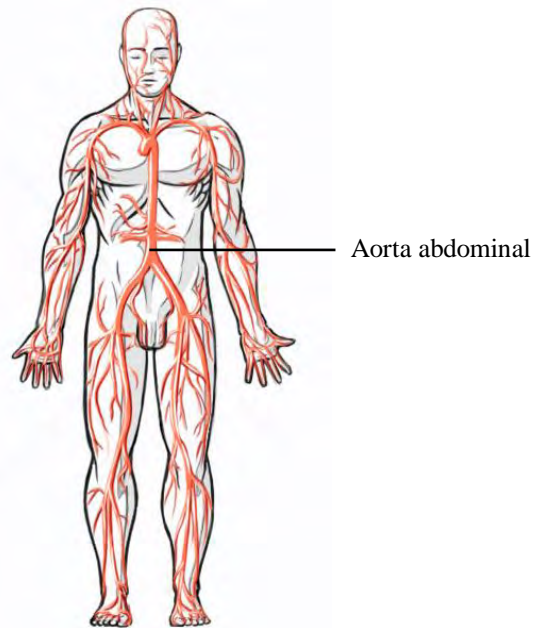


Figura 32 – Localização da aorta abdominal (CENTRALX ATLAS, 2011).

Neste estudo de caso, o objetivo da reconstrução 3D consiste em reproduzir virtualmente o AAA e o sistema esquelético do paciente para que seja avaliada a localização e determinadas as dimensões da anomalia vascular. Para o médico, estas informações serão úteis na elaboração do diagnóstico e na definição da necessidade de procedimento cirúrgico.

As imagens tomográficas da região tóraco-abdominal foram adquiridas através de exame de TC e transferidas para um computador convencional utilizando CD-ROM. Os dados foram importados no *software* Invesalius 3.0 para segmentação das imagens e reconstrução das superfícies 3D. A Figura 33 apresenta a região arterial acometida pelo aneurisma.

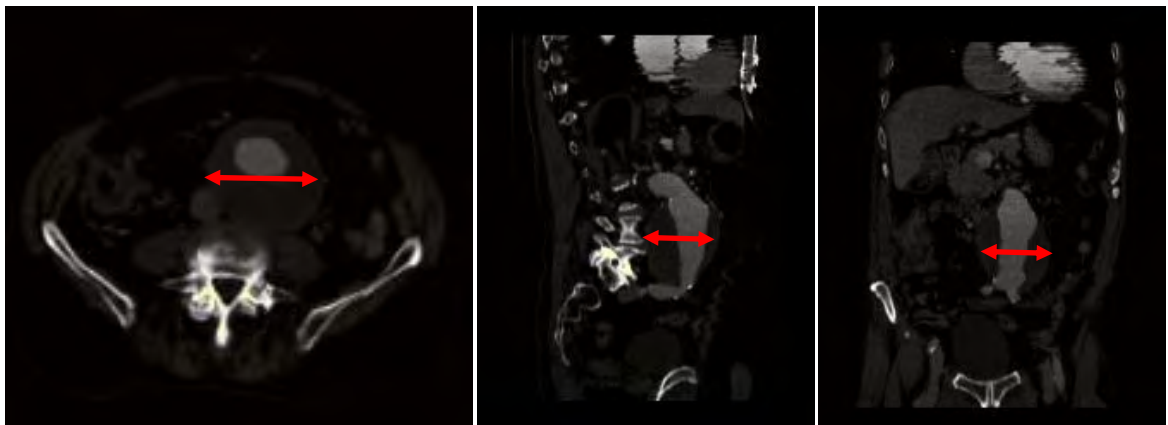


Figura 33 – Visões axial, sagital e coronal do aneurisma de aorta abdominal.

As setas da Figura 33 indicam os limites externos do AAA. A área mais clara desta região refere-se à luz do vaso e ao fluxo de sangue com substância contrastante. O excesso de tecido ao redor desta região, representado por um tom de cinza levemente mais escuro, é composto por coágulos de sangue que se acumulam na parede do vaso e que provocam a expansão do diâmetro da artéria.

Identificada a área patológica por meio das janelas de visualização 2D, foram criadas máscaras de segmentação para diferenciar o vaso aórtico das demais estruturas. Para prover o médico de informações mais detalhadas, uma máscara foi gerada para abranger a luz do vaso sanguíneo e outra para representar a região formada pelas placas de coágulo.

Para extrair de forma automática a área de fluxo sanguíneo, foi aplicada a ferramenta “Limiar” com definição de valores de cinza para o intervalo de 157 à 2603, determinados através da resposta da área em relação ao intervalo. Os *pixels* correspondentes à estes valores foram diferenciados dos demais, caracterizando a luz do vaso ao longo de toda a artéria aórtica (Figura 34).

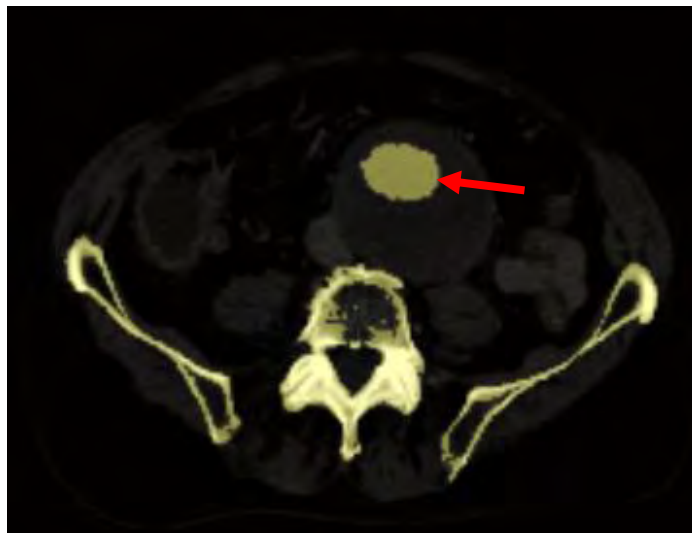


Figura 34 – Segmentação automática da luz do vaso arterial.

O mesmo procedimento foi adotado para segmentar a região da placa de coágulo que, no entanto, necessitou de edição manual para separar esta estrutura de outras. Observe na Figura 35 que os valores dos *pixels* do coágulo possuem os mesmos valores de outros tecidos adjacentes e que dois vasos estão em contato direto com sua superfície.

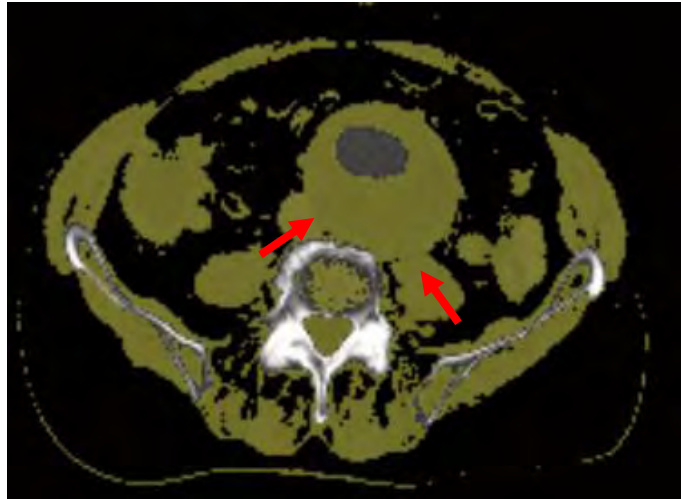


Figura 35 – Segmentação automática da placa de coágulo: presença de outras estruturas com o mesmo intervalo de valores de cinza.

Quando a segmentação automática não é suficiente, é necessário excluir as áreas não pertencentes à estrutura de interesse, apagando-as ou aplicando limiar localizado. Nestes casos, deve-se aplicar *zoom* no ponto de edição para visualizar e determinar minuciosamente os limites de separação do objeto anatômico. A diferença entre os dois modos de segmentação para resolver este problema é ilustrada nas Figuras 36 e 37.

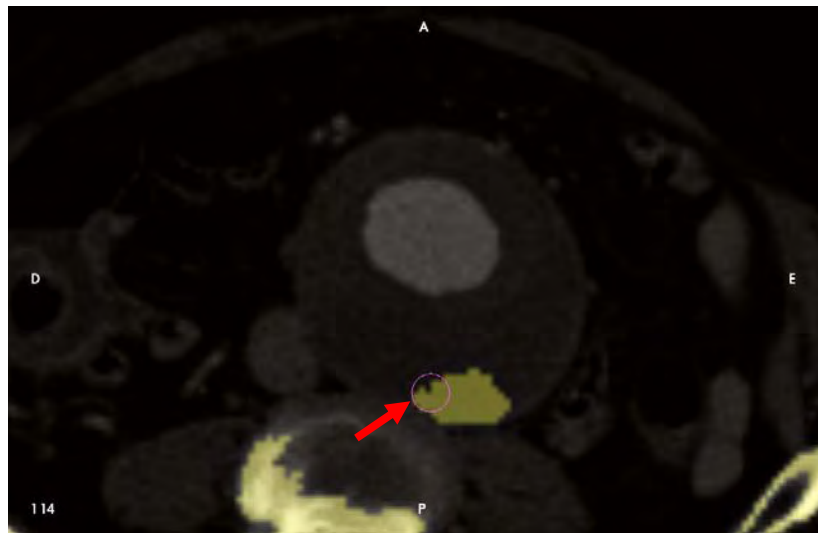


Figura 36 – Segmentação manual: aplicação do limiar localizado.



Figura 37 – Segmentação manual: eliminação de tecidos adjacentes.

Após a segmentação manual através de todas as fatias que continham a região do coágulo, certificou-se de que o mesmo se encontrava livre de contato com outros tecidos. Este procedimento é necessário para que nenhuma outra estrutura além daquela desejada esteja presente na reconstrução 3D do biomodelo.

Finalizada a etapa de segmentação, as máscaras do AAA (composto pela placa de coágulo e artéria aórtica) e do sistema esquelético foram submetidas ao processo de reconstrução para obter as respectivas superfícies 3D. Os biomodelos gerados foram exportados do Invesalius em formato STL e importados no *software* FreeCAD 0.11, como pode ser visto na Figura 38.

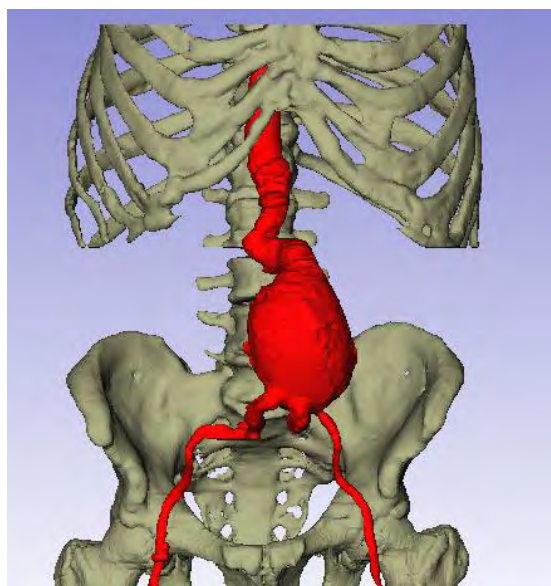


Figura 38 – Biomodelos do aneurisma de aorta abdominal e do sistema esquelético.

Em ambiente CAD, os biomodelos importados foram submetidos à análise e correção de superfície para identificar imperfeições na malha geométrica. De forma automática, o programa indica os erros a serem corrigidos e disponibiliza ferramenta de reparo específica para cada defeito.

Como este caso foi aplicado em situação de diagnóstico clínico, não foi necessário converter os modelos para formato sólido. Esta condição é necessária quando pretende-se editar a superfície do biomodelo.

Para determinar os diâmetros da luz do vaso aórtico (no segmento em que atravessa a região do aneurisma) e da placa de coágulo, foi gerado um plano de corte que permitiu a visualização interna das estruturas nos locais desejados. No ponto de maior dilatação da artéria, foi obtido o diâmetro do aneurisma e o diâmetro da luz do vaso. Na Figura 39, observa-se o biomodelo da placa de coágulo (em vermelho) e a luz do vaso para passagem sanguínea na região do aneurisma (em verde). Por meio da ferramenta “*Dimension*”, foram determinados os diâmetros dos biomodelos.

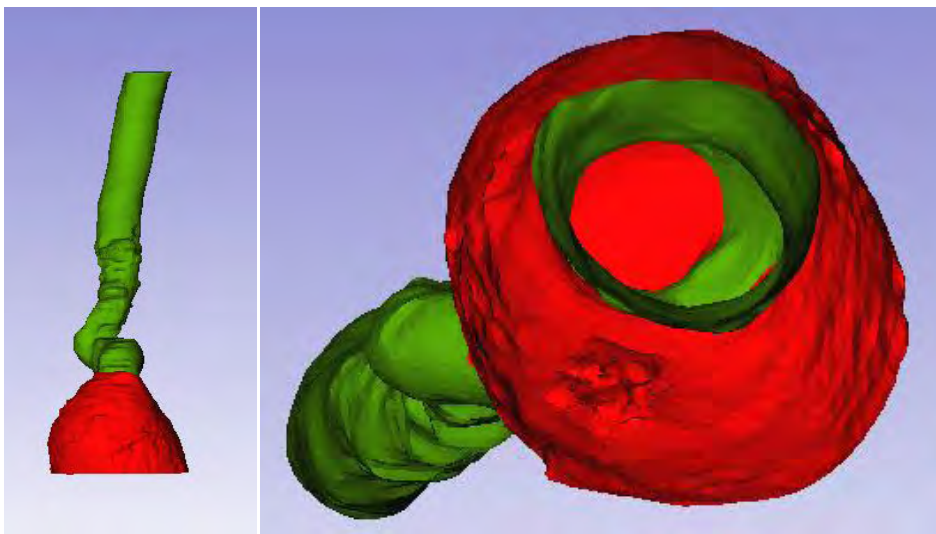


Figura 39 – Visualização inferior interna do AAA.

A ferramenta de dimensão também foi aplicada para identificação dos diâmetros logo acima do aneurisma e nas artérias ilíacas direita e esquerda. Estas informações auxiliam o médico na escolha do número de uma possível prótese vascular.

Após a obtenção das medidas dos diâmetros, as superfícies 3D foram exportadas em formato STL.

4.2.2 Estudo de caso II: Câncer de Palato

O segundo estudo de caso refere-se a um Câncer de Palato, caracterizado por um tumor maligno que acomete a fina camada óssea do crânio que separa a cavidade bucal da porção nasal da faringe (Figura 40).

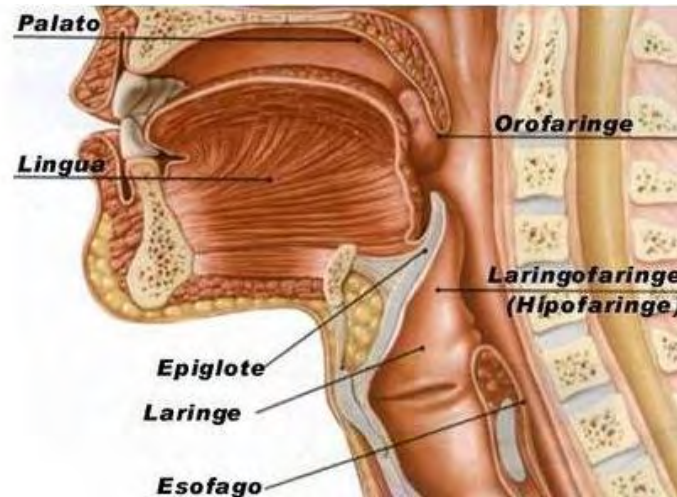


Figura 40 – Anatomia da região bucal e do pescoço (ROSSETTI, 2011)

Na abordagem deste caso, o objetivo principal é reconstruir biomodelos 3D que representem o crânio e o maxilar, visando sua aplicação para o diagnóstico da extensão dos danos provocados pela doença e o planejamento de ressecção cirúrgica. Pretende-se também reproduzir de forma virtual, uma possível prótese em substituição ao segmento patológico extraído.

O projeto iniciou-se com a importação das imagens tomográficas no *software* Invesalius 3.0, onde as mesmas foram preparadas para segmentação e reconstrução 3D dos biomodelos. A visão multiplanar da região afetada pela doença é mostrada na Figura 41.

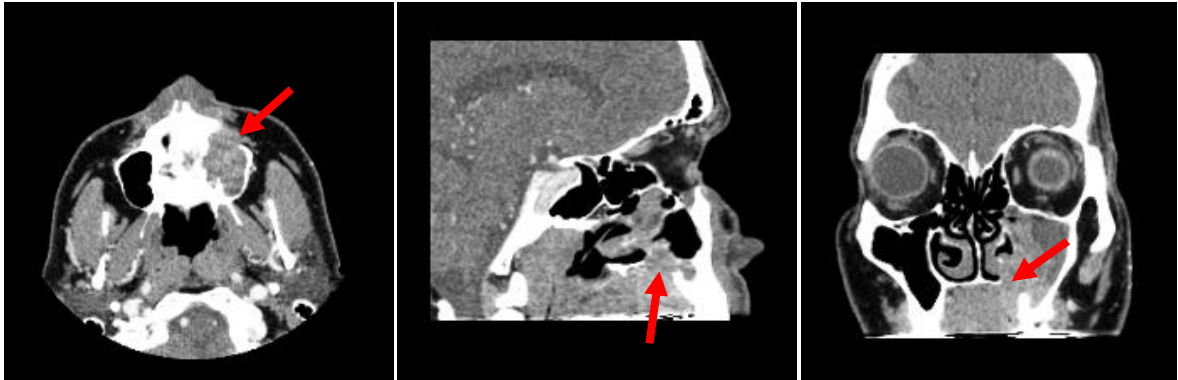


Figura 41 – Visões axial, sagital e coronal do tumor de palato.

Para definição do biomodelo 3D do crânio, foi criada uma máscara de segmentação que compreendeu a região óssea das imagens médicas. A distinção entre tecidos ósseos e tecidos moles foi realizada através da aplicação da ferramenta “Limiar” com pré-configuração para “Osso” (valores de cinza entre 226 e 3071), sugerida pelo próprio programa. Este procedimento segmentou de forma automática todas as estruturas ósseas da cabeça, como mostrada na Figura 42.

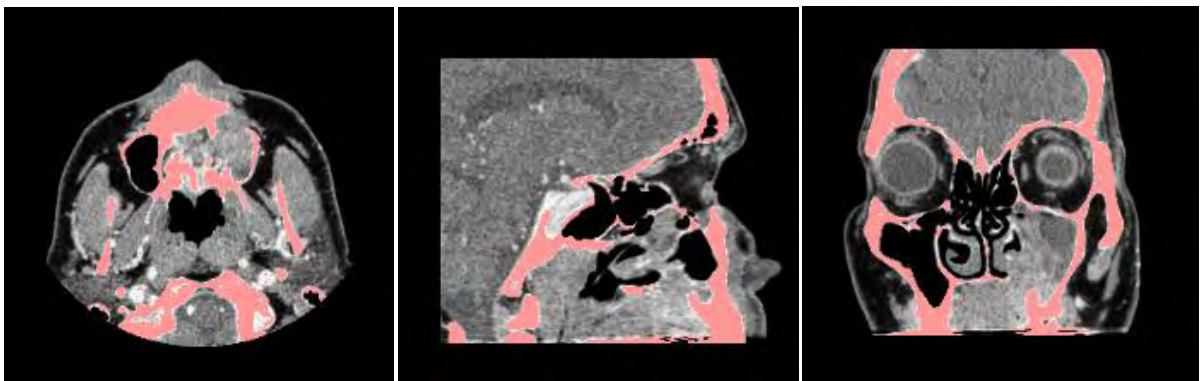


Figura 42 – Máscara para segmentação óssea (em vermelho).

Sobre a máscara criada para segmentação do crânio, o biomodelo foi reconstruído e o local afetado pelo tumor pôde ser visualizado tridimensionalmente. Nota-se na Figura 43 que o tumor acometeu a região lateral do maxilar e internamente, o palato.

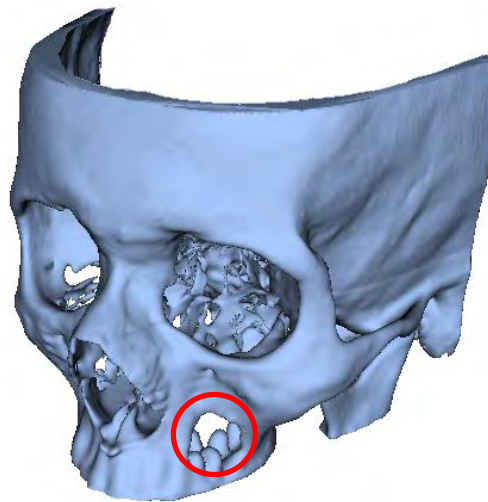


Figura 43 – Biomodelo 3D do crânio do paciente: em destaque, a região acometida pelo tumor.

Devido aos objetivos de projeto, o biomodelo apresentado na Figura 43 foi dividido em duas partes, onde uma compreendeu a região maxilar e a outra a porção média/superior do crânio. Para efetuar a divisão, foi necessário gerar outras duas máscaras de segmentação que originaram dois modelos independentes (Figura 44). Estes modelos serão utilizados como referência para ressecção cirúrgica e alinhamento de estruturas em ambiente CAD.

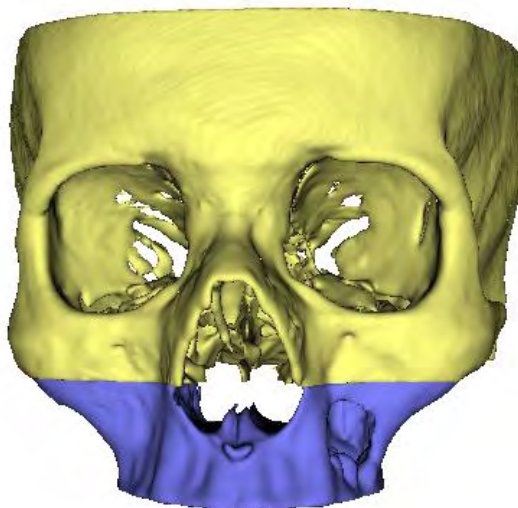


Figura 44 – Divisão do biomodelo: porção maxilar e média/superior do crânio.

Uma máscara também foi designada para representar a pele do paciente. A segmentação automática foi utilizada ao indicar a faixa de valores de cinza que

representam esta estrutura. O intervalo para segmentação da pele compreendeu os níveis de cinza entre -3024 à 3071.

Após a reconstrução 3D, os biomodelos do crânio completo, crânio em sua porção média/superior e maxilar foram exportados em formato STL para disponibilização em *software* CAD. O biomodelo da região maxilar e os detalhes da extensão da lesão é apresentado na Figura 45.

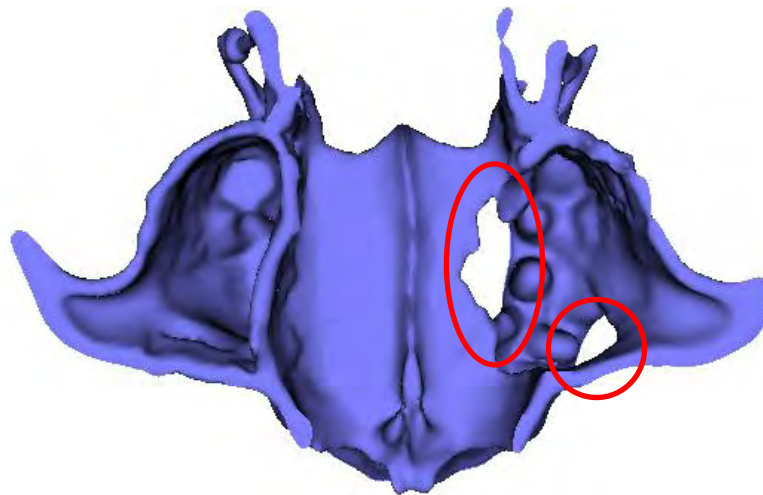


Figura 45 – Visão de topo do palato duro e da região lesada.

No *software* FreeCAD 0.11, os biomodelos foram importados e submetidos à análise de malha para verificação e reparo das superfícies. As correções automáticas sugeridas pelo *software* foram aplicadas e em seguida, o biomodelo da região maxilar foi submetido ao processo de conversão de malha para sólido. Este procedimento é necessário para que o modelo seja editado posteriormente.

Em ambiente CAD, o cirurgião pode avaliar a extensão e os danos provocados pela patologia, analisar o procedimento cirúrgico adotado e indicar a melhor forma de ressecção tumoral (Figura 46). A demarcação espacial realizada diretamente sobre o biomodelo 3D determinou a forma de como o corte cirúrgico seria realizado para a extração óssea.

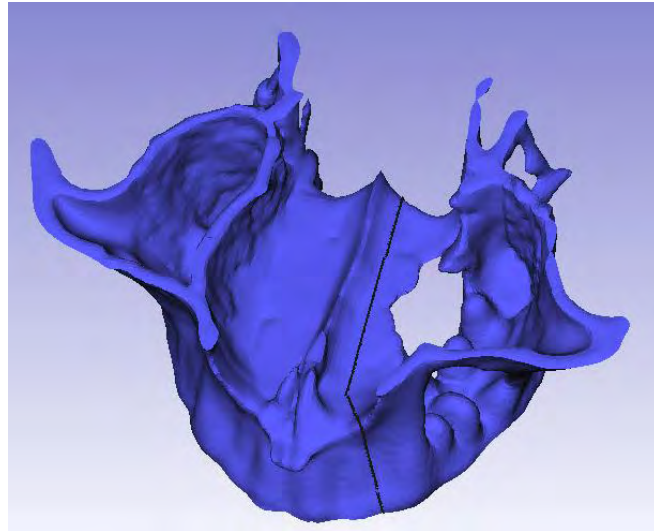


Figura 46 – Demarcação da área de ressecção cirúrgica.

Determinada a localização da ressecção cirúrgica, o biomodelo foi cortado através de operação booleana, eliminando a superfície lesada (Figura 47).

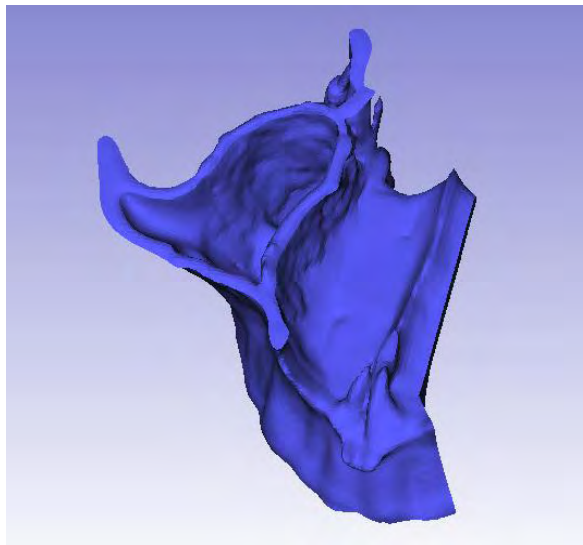


Figura 47 – Biomodelo da porção saudável do maxilar.

A porção saudável do biomodelo foi utilizada como estrutura de referência para operação de espelhamento e desenvolver uma possível prótese personalizada para o paciente. Este procedimento é realizado selecionando o modelo que se pretende espelhar e em seguida, aplicar a ferramenta “*Mirror*”. A estrutura é espelhada contralateralmente segundo o plano cartesiano escolhido (Figura 48).

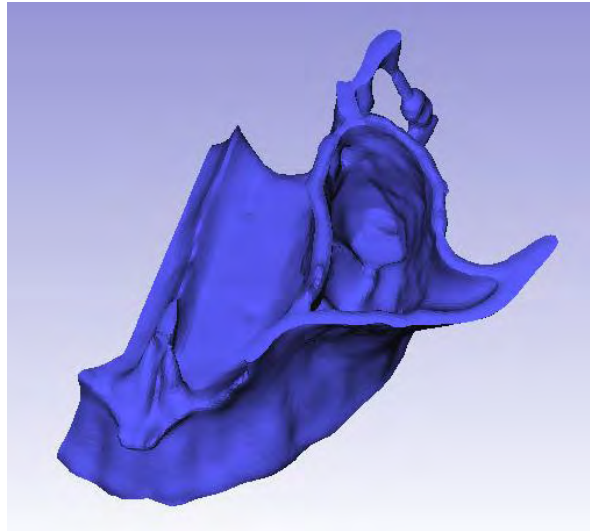


Figura 48 – Espelhamento da porção saudável do maxilar.

Os biomodelos do crânio em sua porção média/superior, maxilar completo e a geometria espelhada foram alinhados no espaço para determinar a melhor posição da prótese em relação às estruturas ósseas adjacentes (Figura 49).

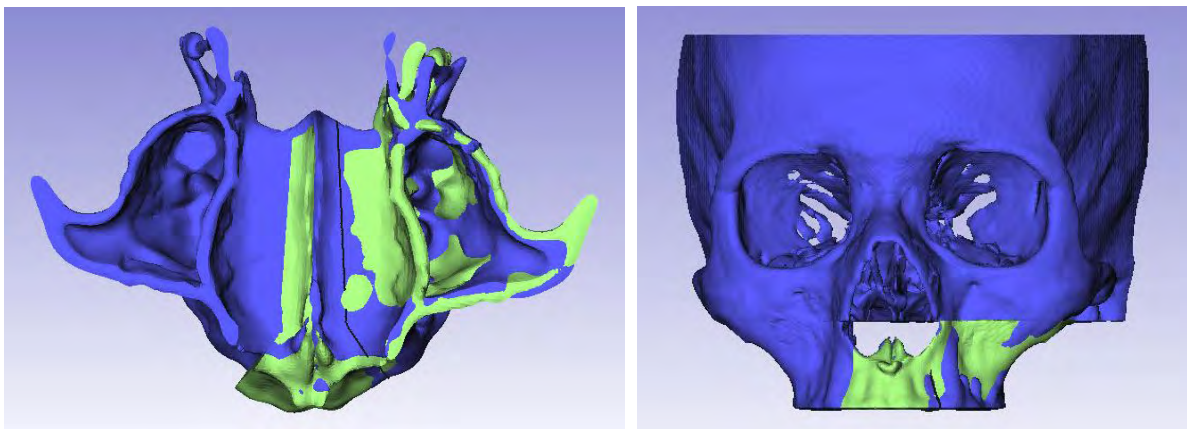


Figura 49 – Alinhamento da estrutura espelhada com as geometrias ósseas adjacentes.

Do ajuste entre as estruturas, pode-se novamente aplicar a operação booleana de subtração para determinar a geometria final da prótese (Figura 50). Seu encaixe no maxilar e no seio da face é apresentado na Figura 51.

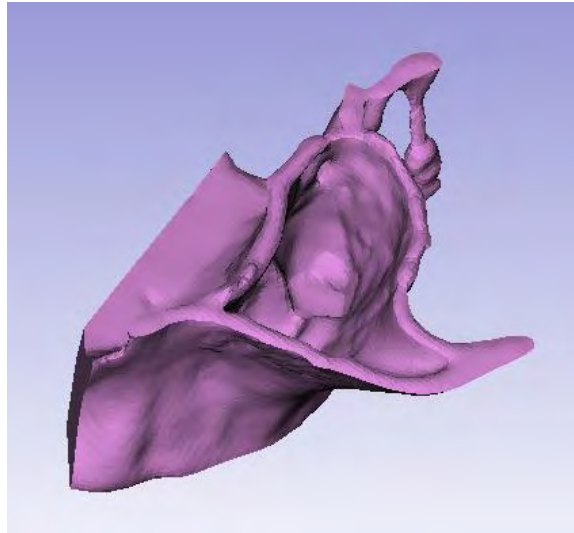


Figura 50 – Previsão da prótese personalizada para o paciente.

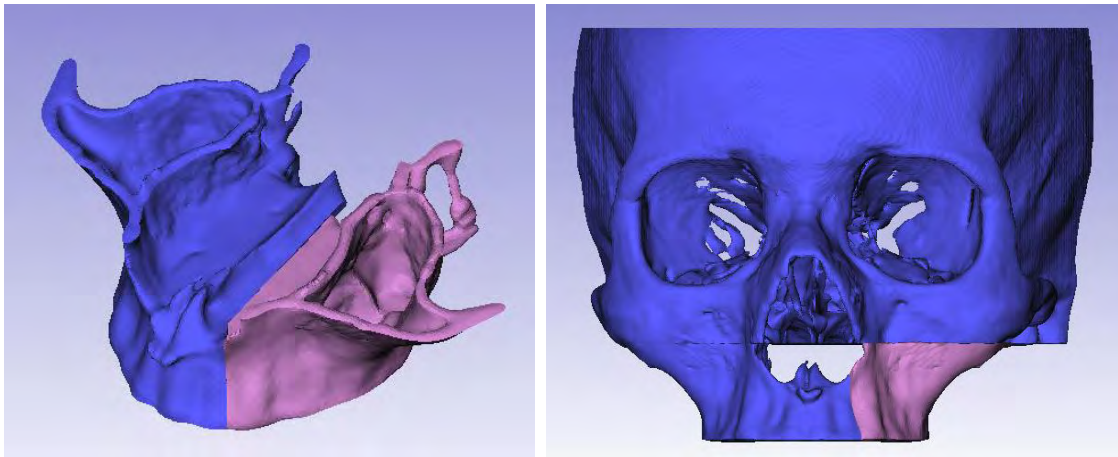


Figura 51 – Relação da prótese com as estruturas ósseas adjacentes.

Operações booleanas de união foram realizadas entre os biomodelos para gerar previsões do resultado cirúrgico pós-resssecção (Figura 52) e implantação da prótese para correção da falha óssea (Figura 53).

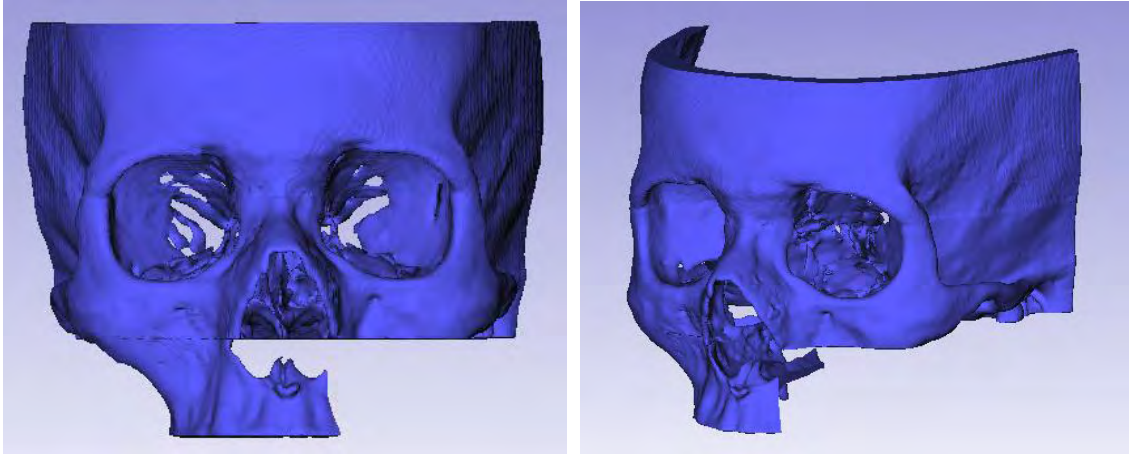


Figura 52 – Previsão dos resultados cirúrgicos pós-ressocção.

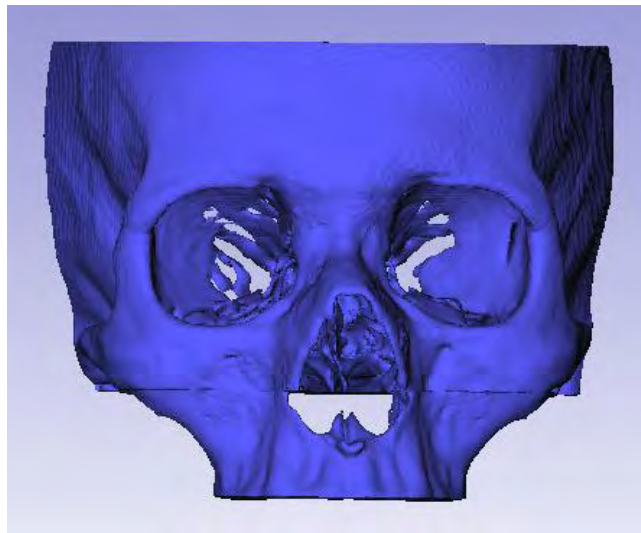


Figura 53 – Previsão de resultados pós-implantação da prótese.

Todos os biomodelos virtuais produzidos foram exportados em formato STL, IGS e STP para disponibilizá-los para prototipagem rápida ou importação em outros *softwares* CAD.

4.2.3 Estudo de caso III: Meningioma

O estudo de caso III baseia-se no diagnóstico e planejamento cirúrgico de um paciente portador de Meningioma (tumor da meninge). A meninge é um tecido de revestimento externo do cérebro e o tumor desta membrana protetora caracteriza-se

pelo surgimento de uma massa expansiva que comprime o cérebro e provoca o estiramento de vasos e nervos.

O objetivo computacional deste caso consiste em reconstruir biomodelos 3D que sejam capazes de representar a anatomia óssea do crânio, o tumor e a pele do paciente, permitindo a realização de montagens em ambiente CAD. Deseja-se ainda identificar o melhor acesso à lesão e simular a craniotomia, utilizando a porção óssea extraída no processo cirúrgico virtual como estrutura para fechamento do crânio.

Para realização deste projeto, os arquivos DICOM gerados por equipamento de TC foram gravados em CD-ROM e transferidos para o computador pessoal. Assim, as imagens 2D da região do crânio foram importadas no *software* Invesalius 3.0 para segmentar e reconstruir as estruturas desejadas. A Figura 54 apresenta as imagens médicas nas janelas de visualização 2D e as setas indicam a presença da massa tumoral.



Figura 54 – Visões axial, sagital e coronal do tumor.

Uma importante ferramenta presente no Invesalius 3.0 é a renderização das imagens médicas. Este comando gera de forma automática uma visualização com aspecto mais real das estruturas anatômicas encontradas no exame radiológico. No entanto, a estrutura 3D encontrada na janela de volumes não é uma geometria que pode ser editada e nem exportada, sendo utilizada somente para fins de visualização (Figura 55).

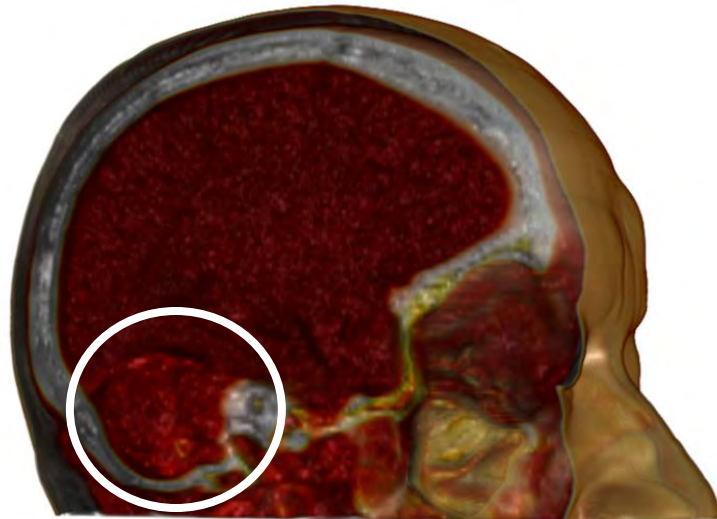


Figura 55 – Visualização do Meningioma utilizando a renderização automática das imagens médicas.

Após a localização do tumor nas imagens médicas 2D e na superfície 3D renderizada, para reconstrução do biomodelo editável, foi criada uma máscara de segmentação para identificar e representar a região acometida. Através desta máscara, foi determinado o intervalo de valores de cinza (faixa de 59 à 125) para segmentação automática do tumor. A faixa de valores de cinza informado pelo usuário foi comparada com as imagens 2D e as estruturas correspondentes à este intervalo são diferenciadas das demais, ocasionando a separação da região tumoral de estruturas ósseas, como pode ser visto na Figura 56.

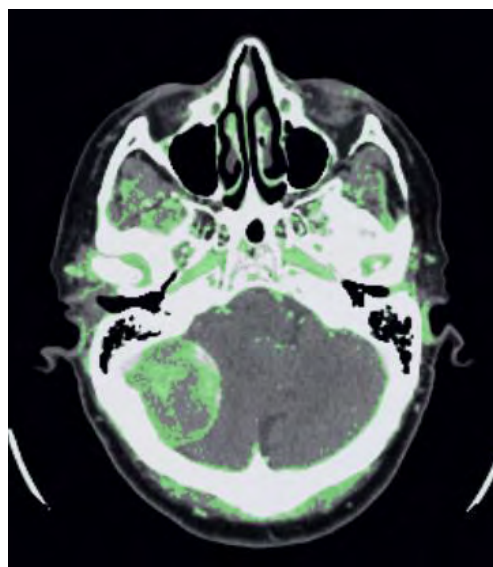


Figura 56 – Máscara para segmentação automática do tumor (área verde).

Nota-se na Figura 56 que em alguns pontos, o contorno externo do tumor não está completamente fechado. Para corrigir, foi necessário editar manualmente e de forma individual cada seção transversal da área de interesse, determinando as localidades a serem fechadas. Este procedimento é necessário para garantir que todos os detalhes do tumor sejam considerados ao se solicitar a reconstrução 3D do biomodelo.

Finalizada a segmentação da área patológica, a mesma sequência de ações para criação e segmentação de máscara foi aplicada para distinguir as regiões ósseas do crânio (intervalo de cinza entre 191 à 2028) e da pele (-662 à 6). Como estas estruturas possuem valores de cinza bem definidos e diferenciados, não foi necessário realizar a segmentação manual. As máscaras para crânio e pele são apresentadas na Figura 57.

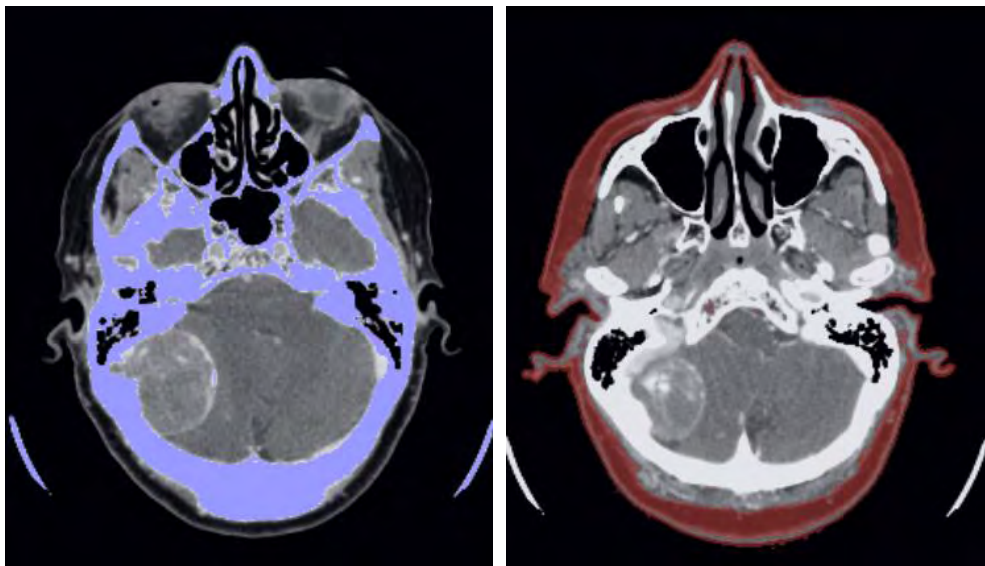


Figura 57 – Máscara de segmentação para crânio (em azul) e pele (em vermelho).

Com a definição de todas as máscaras de segmentação, foi executado o comando para a reconstrução das respectivas superfícies 3D. Cada máscara foi individualmente selecionada e a partir desta, gerada o biomodelo 3D. Ainda de forma individual, cada modelo foi exportado em formato STL para utilização em ambiente CAD (Figuras 58 e 59).

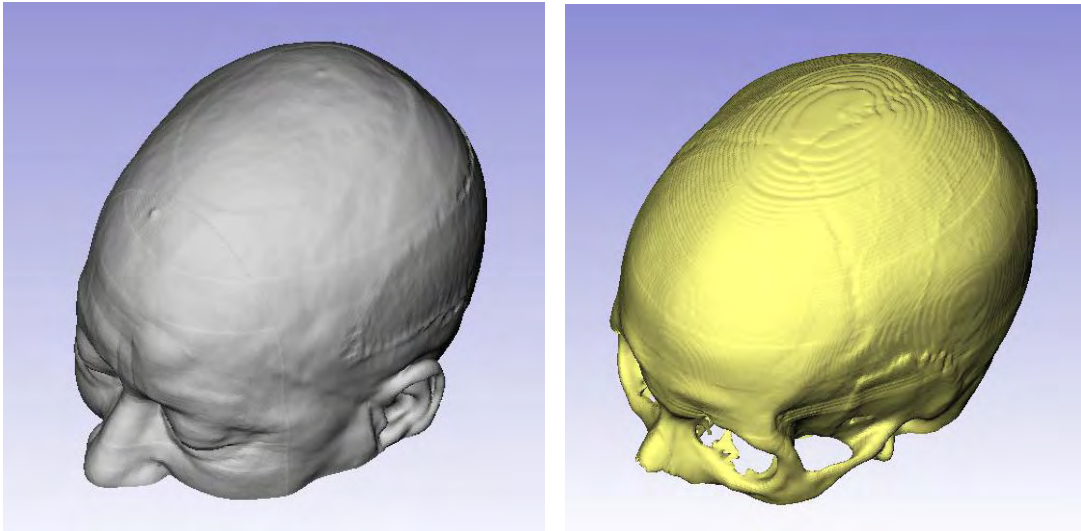


Figura 58 – Biomodelos 3D da pele e crânio.

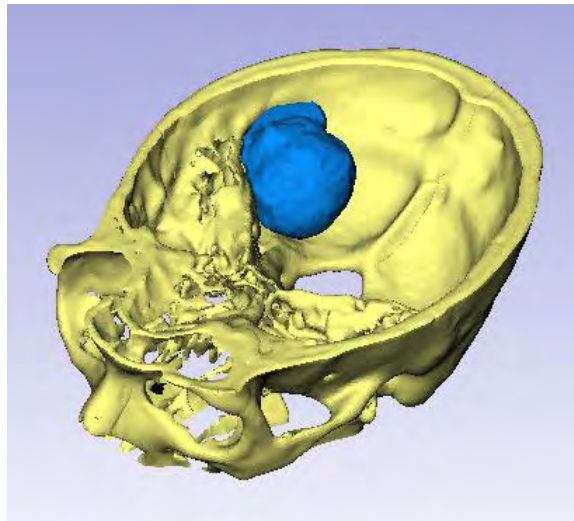


Figura 59 – Biomodelos 3D da porção inferior do crânio e do tumor.

Devido ao formato de importação dos arquivos (STL), o *software* FreeCAD 0.11 considera os biomodelos como geometria de malha e oferece a oportunidade de analisar e corrigir os defeitos de superfície. Todo o procedimento de avaliação e correção da malha foi realizada de forma automática, assegurando a integridade da superfície.

Em seguida, a estrutura do biomodelo craniano foi convertido de malha à geometria sólida para realizar a simulação de craniotomia.

Por meio da visualização privilegiada fornecida pela ferramenta de transparência (Figura 60), o neurocirurgião pode avaliar a melhor via de acesso ao tumor e indicar a região de craniotomia. Esta orientação técnica possibilitou simular a ressecção óssea.

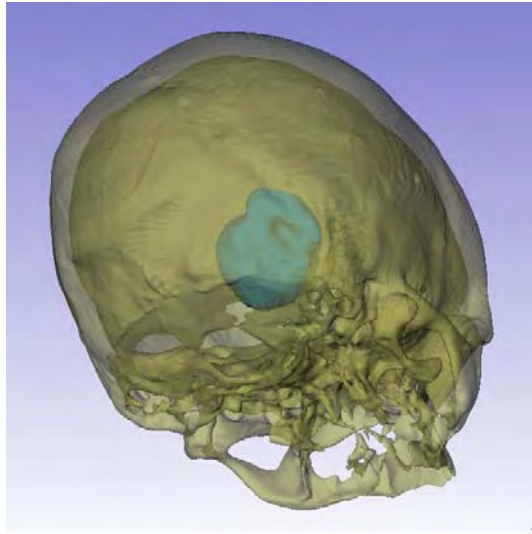


Figura 60 – Análise da melhor via de acesso ao tumor.

Para simular a craniotomia, um cilindro foi projetado de acordo com as medidas do tumor, compreendendo-o completamente e deixando um pequeno espaço ao redor para as manobras cirúrgicas. Devido à proximidade do Meningioma com as estruturas nervosas do ouvido, não foi possível deixar esta mesma área livre igualmente em todo o perímetro do tumor. A ressecção óssea foi realizada empregando a operação booleana de subtração entre o crânio e o cilindro, como pode ser visto na Figura 61.

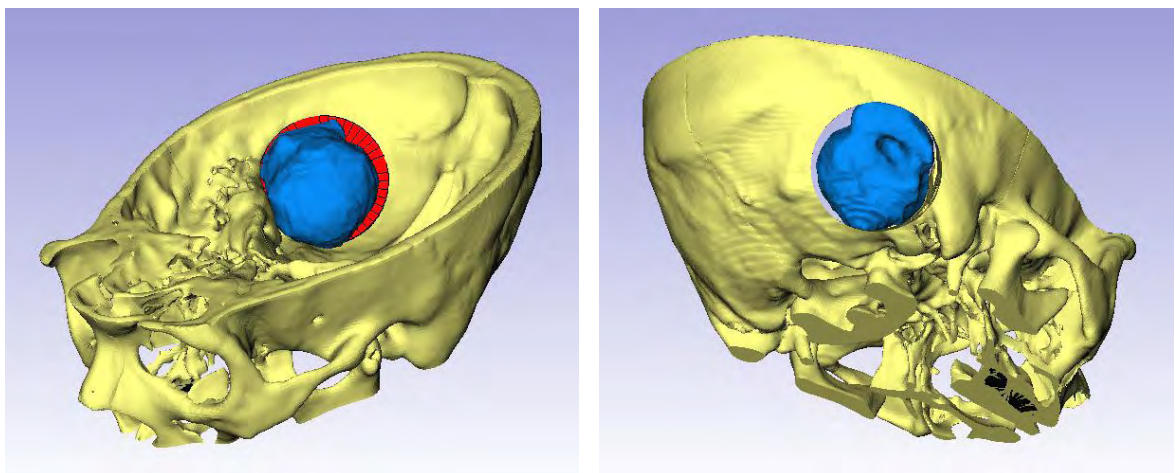


Figura 61 – Definição da área de ressecção (em vermelho) e simulação da craniotomia.

Após a ressecção virtual, a região óssea extraída pôde ser reutilizada como prótese para cobertura da falha, o que frequentemente ocorre em situações de craniotomia. Fixadores foram projetados no FreeCAD 0.11 para unir a prótese à calota

craniana. Devido à esta funcionalidade, diversos dispositivos mecânicos e implantes médicos podem ser desenhados no FreeCAD 0.11 e utilizados na predição de resultados cirúrgicos (Figura 62).

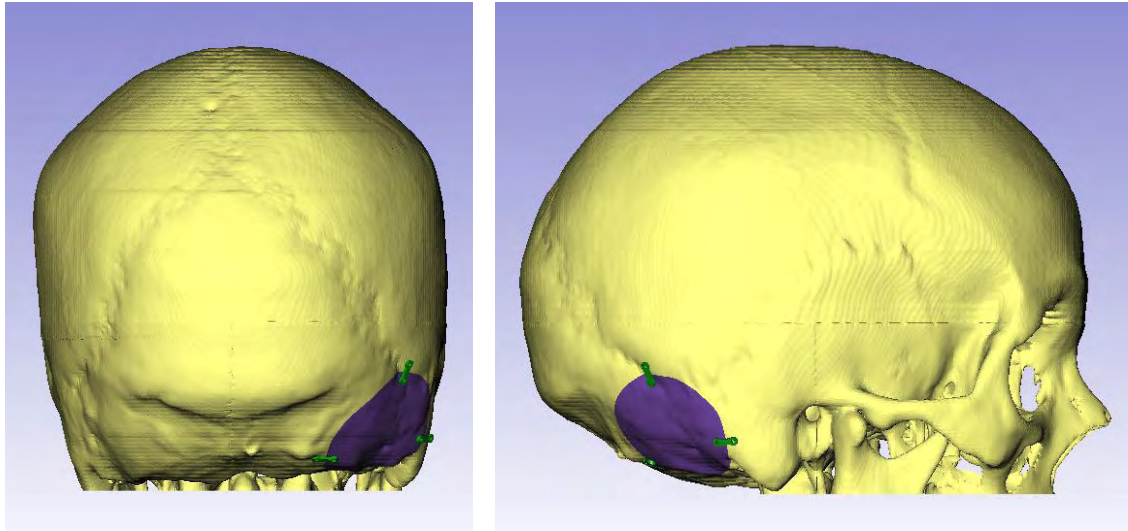


Figura 62 – Predição de resultados pós-cirúrgicos.

5 DISCUSSÕES

5.1 Dificuldades encontradas

5.1.1 Identificação dos *softwares* livres

O grande desafio encontrado no desenvolvimento deste trabalho foi a identificação dos *softwares* livres capazes de converter dados de TC em geometrias 3D para ambiente CAD.

Esta dificuldade ocorreu pelo fato da imposição de alguns requisitos para uso dos *softwares* neste trabalho. Os programas deveriam transferir dados entre si de forma efetiva, possuir ferramentas básicas para execução dos projetos em biomodelagem e exportar os resultados finais para aplicativos mais poderosos ou ainda, para máquina de prototipagem rápida.

Para a conversão de imagens médicas à biomodelos CAD 3D, observou-se a necessidade do *software* dedicado importar arquivos DICOM e exportar em um determinado formato capaz de ser reconhecido pelo programa CAD. A falta de compatibilidade entre os dados convertidos poderia ser um agravante, uma vez que os *softwares* possivelmente seriam originados por fabricantes diferentes. Assim, foram testadas diversas extensões de arquivos para exportação do *software* dedicado e importação dos dados em *software* CAD.

Para um trabalho completo, seria ainda exigido que o *software* CAD exportasse o resultado final no formato de arquivo reconhecido pelas máquinas de prototipagem rápida (formato STL) e em extensões utilizadas por outros *softwares* CAD (IGS ou STP).

Além da correta importação/exportação, o *software* CAD deveria possuir funcionalidades básicas para projetos em biomodelagem como análise e correção da superfície de malha, conversão para estrutura sólida e presença de ferramentas booleanas.

Da análise entre as diversas opções de *softwares* livres, foram identificados os programas InVesalius 3.0 e o FreeCAD 0.11. O Invesalius 3.0 permite a importação de

imagens médicas 2D no formato DICOM e a exportação do modelo 3D em STL, além de outros formatos. Por sua vez, FreeCAD 0.11 possui a capacidade de importar geometrias em STL, analisar e corrigir malhas, converter malha em sólido, aplicar operações booleanas e ainda exportar a geometria em formato STL para máquina de prototipagem rápida ou IGS/STP para outros *softwares* CAD.

5.1.2 Desenvolvimento dos estudos de caso

As principais dificuldades relacionadas ao desenvolvimento dos estudos de caso referem-se ao alinhamento de biomodelos, à segmentação manual e à edição de geometrias 3D de grandes dimensões.

A maior dificuldade encontrada para elaboração do estudo de caso II, que abordou o planejamento cirúrgico para ressecção do palato, refere-se ao alinhamento da geometria espelhada para elaboração da prótese virtual.

Para determinar o posicionamento da prótese na falha óssea, utilizou-se os seios da face e a continuidade da arcada dentária como referência anatômica. Devido à falta de simetria facial, a manobra ocasionou uma diferença de 3 mm entre o palato e a porção posterior da prótese (Figura 63). Segundo o cirurgião, por ser muito discreta, esta pequena desigualdade não gera comprometimentos funcionais nem alterações estéticas visíveis.

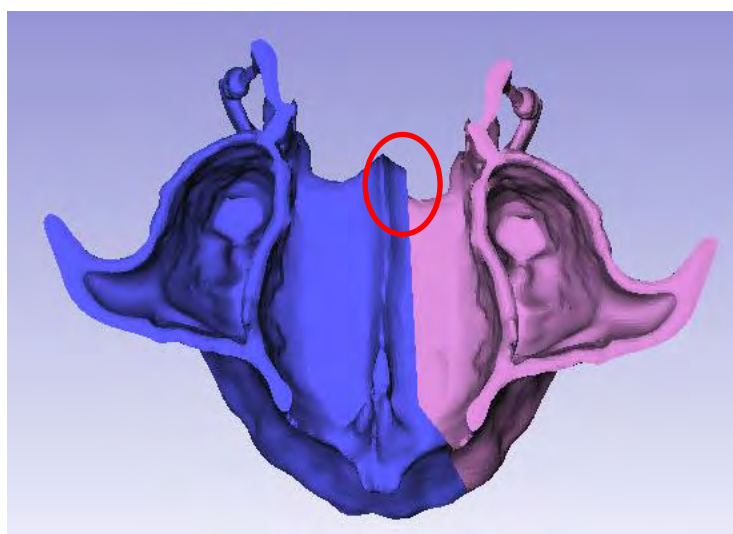


Figura 63 – Visão de topo da relação da prótese com a porção saudável do maxilar.

O estudo de caso III tratou da reconstrução 3D de um tumor de meninge, do crânio e da pele do paciente para fins de diagnóstico e planejamento cirúrgico.

Na fase de segmentação tumoral no *software* Invesalius 3.0, foi utilizada a ferramenta limiar para identificar os *pixels* que pertenciam ao tumor. Apesar de este ter sido reconhecido automaticamente, foi necessário segmentá-lo de forma manual para aperfeiçoar a obtenção da superfície 3D. Este fato frequentemente ocorre em estruturas que possuem valores de cinza pouco diferenciados dos demais tecidos.

A edição manual foi útil para fechar completamente os contornos do tumor (Figura 64) e evitar o surgimento do efeito *dumbbell* (MEURER et al, 2008), ou seja, alterações das dimensões reais da estrutura. Foi necessário editar 30 fatias na direção axial, 53 na direção sagital e outras 53 no sentido coronal. Contornos não fechados completamente podem gerar modelos 3D infielis.

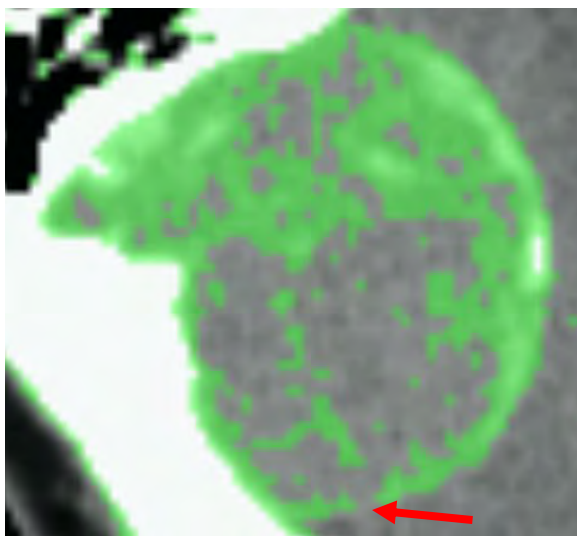


Figura 64 – Detalhe do tumor com contorno não fechado.

No FreeCAD 0.11, para manipulação de biomodelos do estudo de caso III, notou-se que geometrias de grandes dimensões como o crânio, por exemplo, demandam excessivo tempo para processamento de alguns comandos. A solução para este tipo de problema foi dividir o biomodelo em quatro partes (região superior, inferior, direita e esquerda) no Invesalius 3.0, a fim de trabalhar somente a porção desejada e economizar tempo de processamento (Figura 65). Assim, somente o biomodelo cranial próximo ao tumor foi convertida em sólido para submetê-la à operações computacionais mais elaboradas. Ao final da edição, a mesma superfície foi

reconvertida ao formato de malha e reunida às demais estruturas através da união booleana. O modelo unificado foi exportado no formato STL.

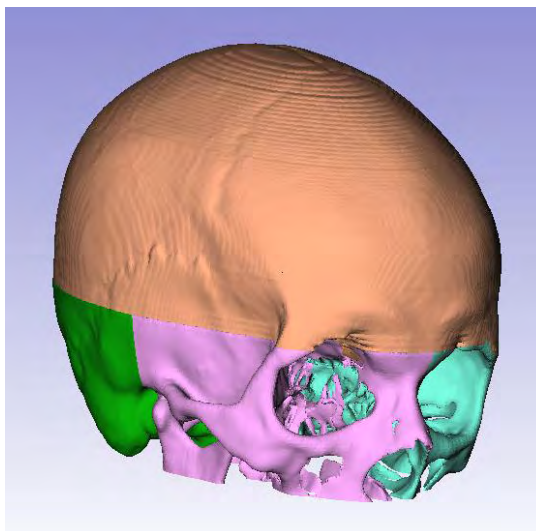


Figura 65 – Divisões do crânio: somente a superfície verde foi convertida em sólido.

5.2 Vantagens da visualização 3D

A visualização 3D de estruturas anatômicas carrega consigo inúmeras vantagens quando comparada às imagens 2D, segundo os médicos consultados para realização deste trabalho.

Tanto no processo de diagnóstico como no planejamento cirúrgico, a maior contribuição do uso de biomodelos 3D virtuais está relacionada à forma, à localização espacial e à interação da estrutura acometida com outros tecidos. Quanto maior o número de informações sobre o estado patológico e a região que o cerca, menores são as chances de intercorrências e maior a probabilidade de sucesso médico.

Em termos práticos, uma importante aplicação do uso de biomodelos 3D observada no estudo de caso I é análise das relações espaciais do aneurisma de aorta abdominal. Utilizando a visualização anatômica 3D, o médico pode avaliar a posição assumida pelo vaso devido à expansão do aneurisma, observar sua possível interferência sobre outras estruturas e obter as dimensões da dilatação arterial. Estas informações auxiliam o médico na elaboração do diagnóstico e são úteis para decidir se o paciente será submetido ao tratamento cirúrgico.

Neste estudo de caso, foi observado que o diâmetro externo do aneurisma possuía 77,369 mm e que a luz do vaso nesta região era de 37,133 mm, com um pico na região superior de 46,497 mm, o que indica a necessidade de extração do aneurisma e implantação de prótese vascular. A determinação dos diâmetros da aorta logo acima ao aneurisma e das artérias ilíacas direita e esquerda facilitam a identificação do número da prótese que deverá ser usada por este paciente em caso de cirurgia. Uma má determinação do número da prótese pode acarretar prejuízo financeiro, uma vez que a mesma não poderá ser implantada no paciente.

Através do uso de transparência, o médico pode visualizar a forma do curso sanguíneo e sua disposição espacial dentro do aneurisma, como pode ser observado na Figura 66.

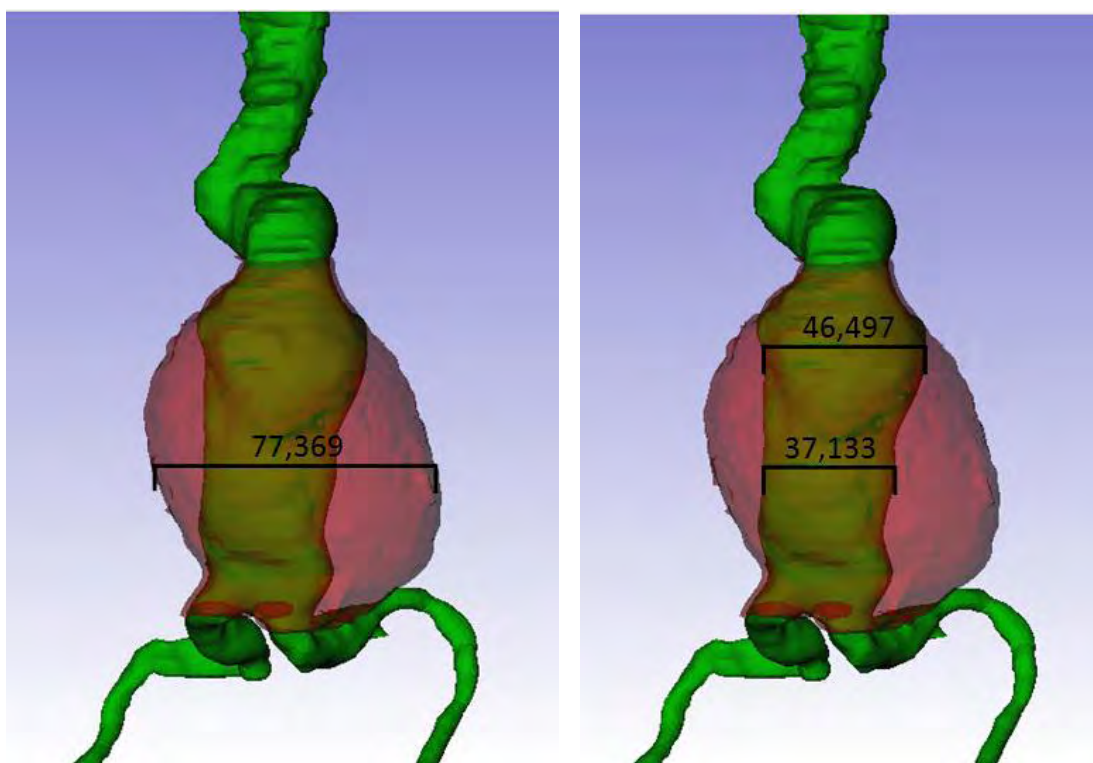


Figura 66 – Visualização do curso sanguíneo dentro do aneurisma (superfície verde) e obtenção de medidas.

No estudo de caso II, o uso do biomodelo 3D no período pré-operatório permitiu ao cirurgião analisar e demarcar a região óssea a ser ressecionada, baseado nas lesões causadas pelo tumor. Este procedimento possibilita a identificação das estruturas envolvidas e a previsão das limitações de fala e deglutição que o paciente possa vir a ter devido à extração óssea.

No tratamento real, o paciente irá permanecer por um determinado período com a falha óssea para realização do tratamento radioterápico. A aplicação de transparência sobre a pele do paciente permite ao cirurgião avaliar os possíveis resultados estéticos da ressecção do palato e da implantação da prótese (Figura 67).

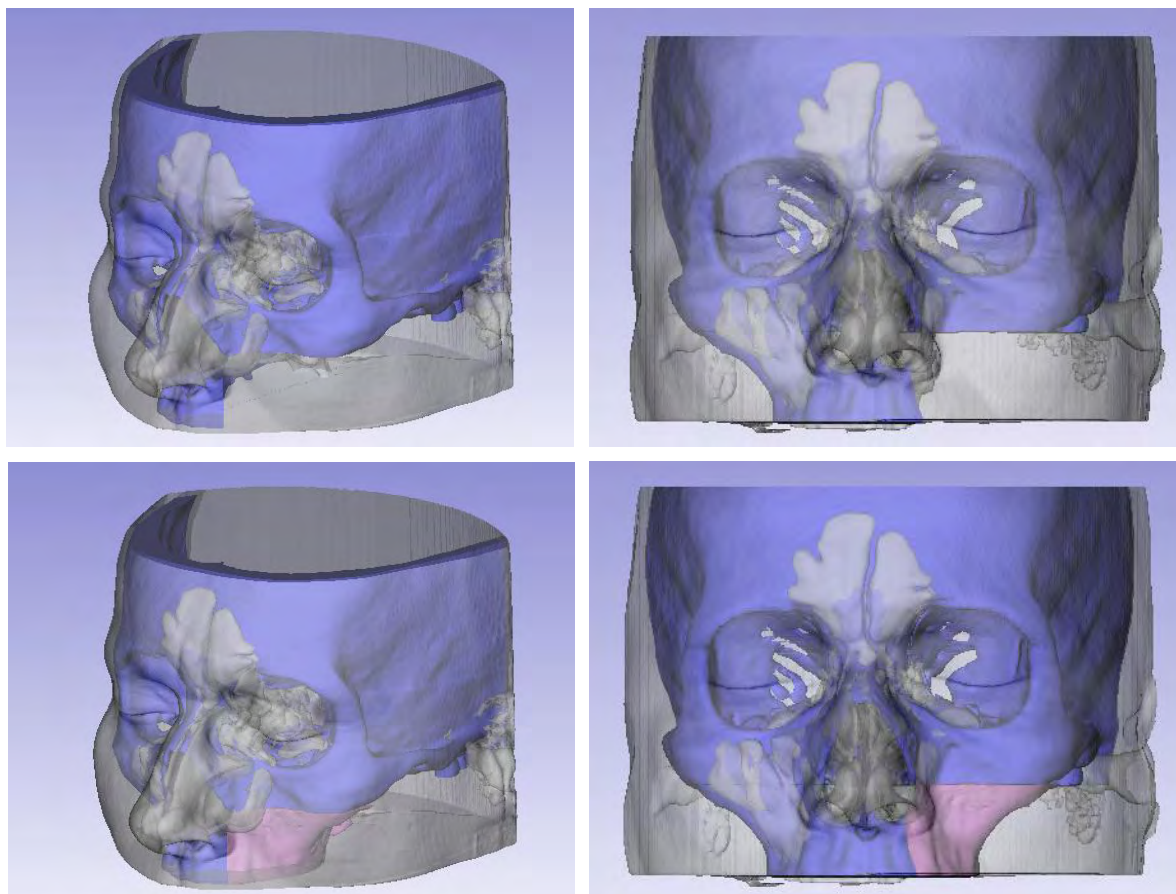


Figura 67 – Previsão dos resultados estéticos para o período pós-cirúrgico, com e sem prótese.

Um problema comum que surge do planejamento cirúrgico baseado em imagens 2D é a precisão da localização da anatomia a ser operada. Segundo cirurgiões, às vezes ocorre de se realizar o corte cirúrgico e, ao visualizar o corpo internamente, observa-se que a estrutura de interesse não está exatamente no local onde se previa, exigindo aumentar a incisão, o que acarreta maior trauma ao paciente.

No estudo de caso III, este problema pode ser minimizado através da aplicação de transparência nos biomodelos 3D, que permite o cirurgião analisar e determinar o melhor local para realizar a ressecção óssea. Como consequência desse procedimento, foi possível eleger o correto posicionamento do paciente sobre a mesa cirúrgica e a melhor área sobre a pele para realizar a incisão (Figura 68).

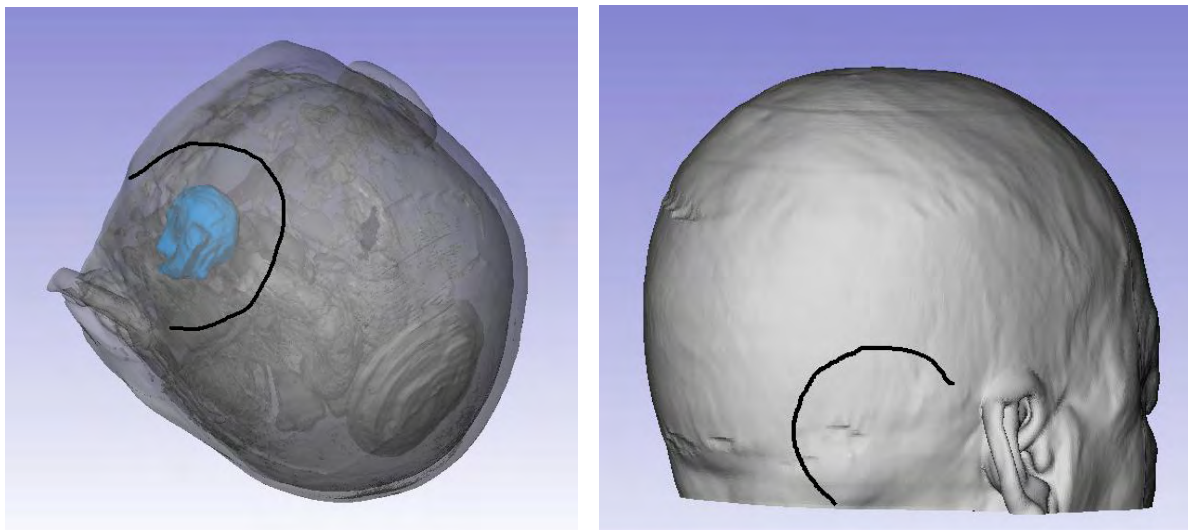


Figura 68 – Determinação da melhor posição da cabeça do paciente na mesa cirúrgica e da área de incisão sobre a pele.

A evolução de uma patologia, seja um tumor ou aneurisma, pode ser acompanhada realizando a comparação direta entre biomodelos 3D. Exames radiológicos e reconstruções 3D recentes devem ser comparados com os modelos criados em períodos anteriores, o que permite a análise de desenvolvimento da doença através de medidas lineares e volumétricas.

5.3 Uma nova ferramenta no auxílio à decisão médica

Este trabalho não tem por finalidade substituir o método tradicional de análise anatômica por meio de imagens 2D, mas dispor-se como uma ferramenta de consultório para obtenção de diagnósticos mais precisos e planejamentos cirúrgicos mais elaborados.

No contexto atual, devido à falta de recursos computacionais, o médico está limitado ao uso de filmes radiográficos de imagens 2D fornecido pelos equipamentos de TC e RNM, ficando sujeito à incorretas interpretações das imagens. A Figura 69 ilustra a complexidade para visualização anatômica quando utilizado imagens 2D, confrontando-as com os biomodelos 3D.

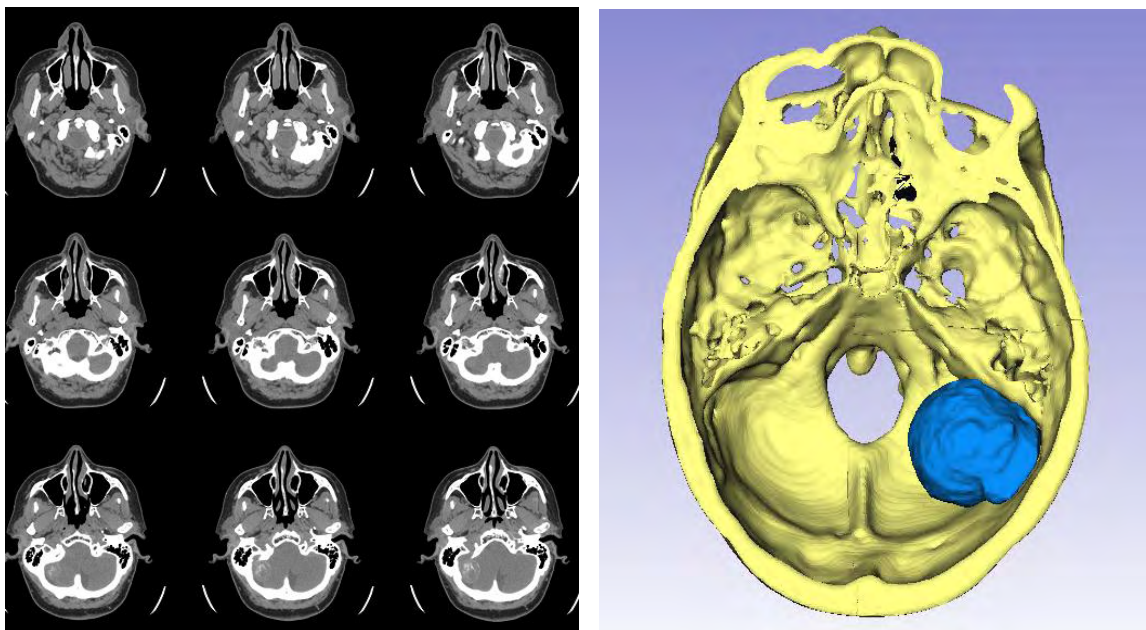


Figura 69 – Abordagem convencional de imagens médicas (à esquerda) e proposta de reconstrução 3D utilizando *softwares* livres.

Além de aprimorar a visualização, a presente proposta permite ainda a edição dos biomodelos, possibilitando a simulação de infinitas técnicas e procedimentos cirúrgicos, facilitando a predição de intercorrências e os resultados finais.

Segundo a opinião dos médicos que foram consultados para realização deste trabalho, os biomodelos produzidos por este método podem ainda serem utilizados como ferramenta de comunicação técnica entre o cirurgião e sua equipe médica para esclarecer, analisar e aperfeiçoar o procedimento operatório escolhido. Além disso, através do envio dos biomodelos via *e-mail*, o cirurgião pode consultar outros especialistas, que poderão contribuir para o sucesso cirúrgico.

A transmissão de biomodelos 3D via internet permite a troca de experiências entre jovens médicos e profissionais mais experientes ou ainda entre centros de saúde menos providos de recursos com institutos especializados em grandes centros.

O biomodelo apresentado na Figura 70 é exemplo para discussão do caso clínico entre profissionais situados em diferentes localidades. Se houver essa necessidade, o projeto elaborado no FreeCAD 0.11 deve ser salvo com a extensão *.OBJ* e enviado por *e-mail*. Ao receber o arquivo, o usuário pode abrir o projeto por meio do *software* livre Rocketfast3D (BAIXAKI, 2011), que permite a visualização com zoom e a rotação do

biomodelo em todas as direções. Como o programa possui somente estas ferramentas, o mesmo pode ser utilizado por pessoas com pouco conhecimento em informática.

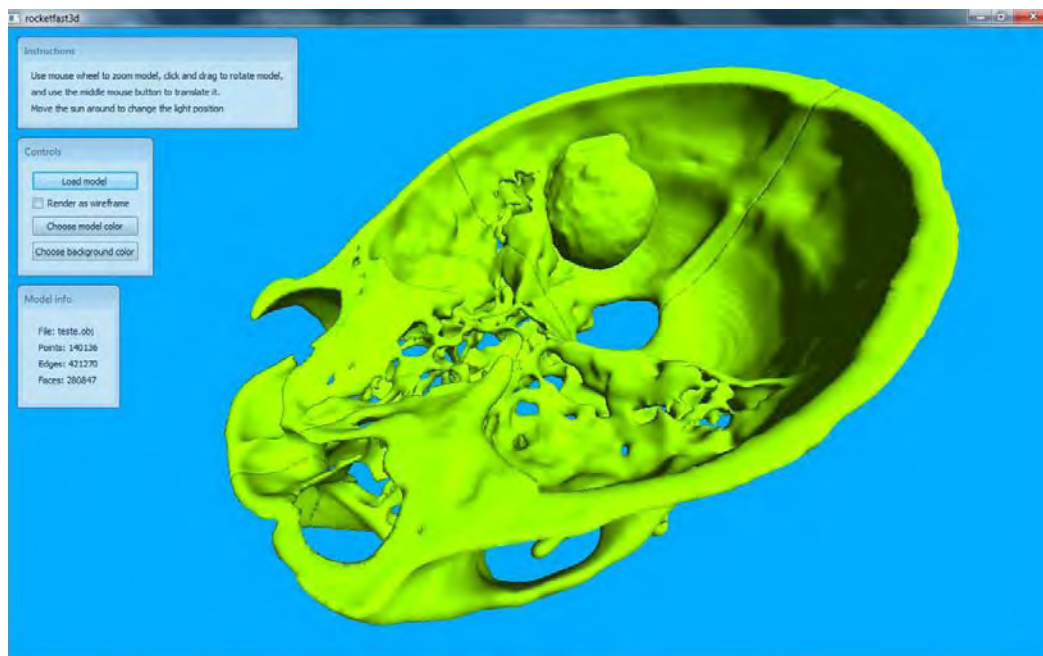


Figura 70 – Visualização do tumor no *software* Rockefast3D.

O uso de biomodelos 3D facilita também a comunicação técnica entre o médico e seu paciente, pois permite que o profissional elucide de forma mais clara o tratamento clínico/cirúrgico adotado. Cooperar também para a obtenção do livre-consentimento do paciente e do seu comprometimento para o tratamento.

Em situações cirúrgicas, a presente proposta é altamente indicada para operações eletivas, ou seja, não emergenciais. Em cirurgias de caráter de urgência, só é possível a aplicação da proposta se o objetivo é avaliar estruturas ósseas de forma 3D, quando realizado exame radiológico conveniente para obtenção de superfícies 3D. Isto é possível pois o sistema esquelético é frequentemente reconstruído de forma rápida, podendo a geometria 3D ser utilizada durante o ato cirúrgico como ferramenta de diagnóstico e de localização espacial. Patologias que acometem tecidos moles como vasos sanguíneos, músculos e tecidos cerebrais necessitam de um maior tempo para segmentação, tornando-se não aplicável em cirurgias de urgência.

Em relação aos *softwares* livres selecionados para serem utilizados neste trabalho, é importante destacar o fato de estes possuírem código aberto. Essa oportunidade permite a incorporação de novas ferramentas no corpo programa,

adaptando-o aos processos de biomodelagem. A interface amigável dos *softwares* Invesalius 3.0 e FreeCAD 0.11 possibilitam ainda que usuários com pouca experiência em informática utilizem-os após rápidas instruções de funcionamento, facilitando sua aplicação por diversos profissionais da saúde.

Outro fator relevante quanto aos *softwares* livres, é que para a execução da presente proposta, não há a necessidade de aquisição de equipamentos computacionais de alto custo, pois os referidos *softwares* podem ser executados em máquinas convencionais e por consequência, em hospitais e consultórios médicos.

Para usuários mais experientes, os modelos produzidos nestes *softwares* podem ser exportados para programas proprietários especializados, aprimorando ainda mais a análise técnica dos biomodelos.

Outras aplicações da presente proposta também são viáveis. Entre elas, cita-se sua utilização na formação acadêmica de diversos profissionais da saúde. Devido à dificuldade de obtenção de peças anatômicas reais e à fragilidade das mesmas, imagens médicas de pacientes em tratamento podem ser utilizadas para estudo da anatomia normal e patológica utilizando-se modelos 3D. Esta nova oportunidade permite que alunos se familiarizem com as estruturas biológicas, analisando formas e editando os modelos através de cortes, uniões ósseas, simulação de procedimentos, desenvolvimento de implantes e dispositivos, entre outros.

Ainda na educação médica, os biomodelos 3D gerados a partir de *softwares* livres podem também ser utilizados para uso em sistemas imersivos de realidade virtual (Figura 71), seja no ensino de anatomia ou para treinamento cirúrgico. A realidade virtual exibe uma riqueza de detalhes que possibilitam avaliar órgãos de forma 3D, observar sua a estrutura interna e comparar a anatomia normal com a patológica (MONTERO; ZANCHET, 2003).

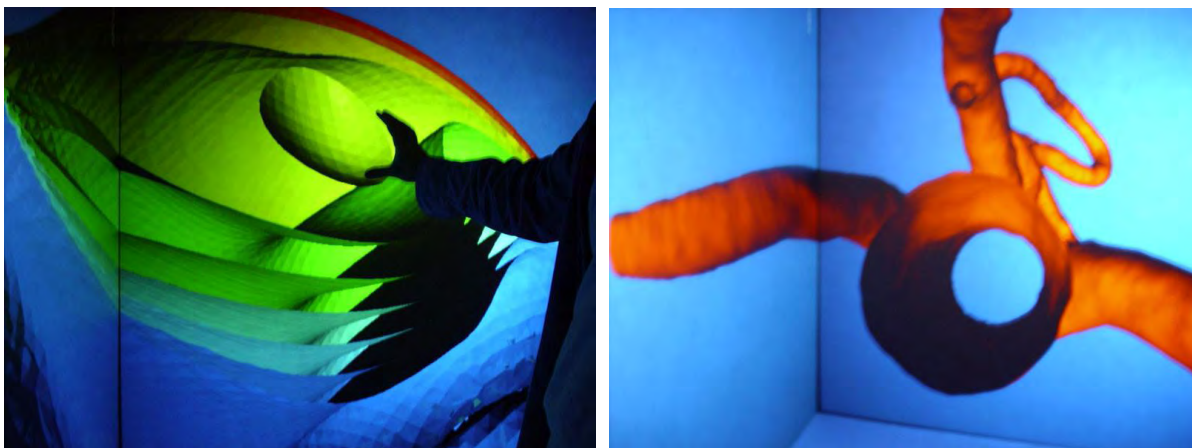


Figura 71 – Sistema imersivo de realidade virtual (SILVA et al, 2008).

A presente proposta pode também ser aplicada para produção de próteses e implantes personalizados. Além do desenvolvimento destes, o *software* FreeCAD 0.11 permite que geometrias geradas sejam exportadas nos formatos IGS ou STP para que possam submetê-las à análise de esforços em programas de elementos finitos, possibilitando a análise e otimização de projetos. No entanto, por não ter sido encontrados estudos dimensionais na literatura sobre os projetos realizados no FreeCAD 0.11, é aconselhável a não reprodução física dos biomodelos enquanto não houver avaliação das dimensões produzidas pelo programa.

Em hospitais e consultórios médicos, torna-se possível a criação de um acervo institucional ou pessoal de imagens médicas 3D. Patologias raras e complexas poderão ser registradas de forma 3D e armazenadas para consultas futuras. Casos clínicos e cirúrgicos atuais podem se beneficiar de decisões médicas realizadas no passado.

Outras aplicações para os biomodelos 3D construídos a partir de *softwares* livres podem ser encontradas também em áreas distintas da medicina como, por exemplo, na arte para reprodução de objetos (raros ou não), na paleontologia e arqueologia para reconstrução 3D de fósseis e materiais históricos, no cinema e nos *games* para criação de personagens.

5.4 Desvantagens do método proposto

A proposta de biomodelagem virtual utilizando *softwares* livres possui algumas desvantagens que devem ser consideradas.

A principal delas é a alta demanda de tempo para processamento de biomodelos 3D de grandes dimensões no programa FreeCAD 0.11. Este problema ocorreu no estudo de caso III, quando o biomodelo do crânio precisou ser dividido em quatro partes para reduzir o tempo de processamento durante as operações de conversão de malha para sólido. Este comando foi concluído após 40 minutos de processamento para um biomodelo de 50.000 mm³ de volume (este valor é mensurado no Invesalius 3.0). Para solucionar este problema, o usuário pode abrir uma janela paralela do FreeCAD 0.11 e realizar outras tarefas do projeto enquanto o programa finaliza a tarefa.

As operações booleanas entre estruturas sólidas também demandam tempo em torno de 5 minutos para sua execução quando operadas entre um biomodelo de 50.000 mm³ e uma estrutura primitiva de 60.000 mm³.

Para evitar um aumento excessivo na carga de processamento de dados para execução destes comandos, sugere-se editar biomodelos que possuam arquivos STL de no máximo 3 Mb, quando exportados do Invesalius 3.0. Caso necessário, deve-se reduzir o tamanho do biomodelo através da criação de máscaras adicionais para gerar geometrias particionadas através do *software* dedicado.

Deve-se ressaltar que a demanda de tempo para realização de algumas operações podem ser uma limitação do computador utilizado. Computadores mais modernos e com maiores capacidades de processamento podem não apresentar este tipo de problema. Uma sugestão de configuração atual para *hardware* é apresentada na tabela 9. O custo deste modelo de computador é de aproximadamente dois mil e quinhentos reais (BUSCAPÉ, 2011).

Tabela 9 – Sugestão de configuração de *hardware*.

Item	Descrição
Processador	Intel Core i7
Memória RAM	8 Gb
Hard Disk (HD)	1,0 Tb
Placa de vídeo	1 Gb off board
Monitor	15"
Mouse	Óptico

Se o *hardware* utilizado pelo usuário possuir uma configuração modesta, pode-se realizar o processo de edição dos biomodelos 3D no *software* FreeCAD 0.10, por ser mais leve e possuir praticamente todas as ferramentas que a versão 0.11. Quando não houver os comandos necessários à edição do biomodelo no FreeCAD 0.10, salvar o biomodelo e importá-lo no FreeCAD 0.11 para aplicação da ferramenta ausente.

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

6.1 Conclusões

A aplicação da biomodelagem nas instituições públicas de saúde e consultórios médicos ainda é uma barreira a ser superada devido aos altos custos da técnica.

Baseado nesta necessidade, este trabalho propôs uma alternativa para a confecção de biomodelos virtuais 3D que contribuísse de forma efetiva para a redução dos custos em biomodelagem, possibilitando sua disseminação e uso em casos clínicos de rotina.

Após a execução deste trabalho, as principais conclusões sobre a proposta são:

- Os programas Invesalius 3.0 e FreeCAD 0.11 podem ser utilizados em projetos de biomodelagem para fins de diagnóstico e planejamento cirúrgico, pois atendem os requisitos essenciais para construção e edição de biomodelos 3D.
- O uso de computador convencional é viável para elaboração de projetos em biomodelagem quando se utiliza os *softwares* livres Invesalius 3.0 e FreeCAD 0.11. Porém, modelos de grandes dimensões podem sobrecarregar o sistema e demandar tempo para finalização de algumas tarefas.
- Para a execução de projetos cirúrgicos mais complexos, novas ferramentas devem ser desenvolvidas e implementadas nos *softwares* Invesalius 3.0 e FreeCAD 0.11, o que é permitido aos usuários interessados por se tratar de *softwares* livres.
- A presente proposta de biomodelagem aplica-se a diversos casos, uma vez que pode ser utilizada para tecidos ósseos, nervosos e vasculares, tornando viável sua utilização na rotina médica.
- Biomodelos virtuais 3D são mais uma fonte de informação no auxílio à tomada de decisões médicas.
- A proposta contribui de forma significativa para redução dos custos da técnica de biomodelagem, pois não exige o uso de equipamentos de informática de alta tecnologia, nem a aquisição de licenças de aplicativos.

- Facilita a disseminação da biomodelagem e o acesso de instituições públicas e privadas de saúde, clínicas de diagnóstico e consultórios médicos à tecnologias 3D, o que possibilita a inclusão de um maior número de pacientes à aplicação da técnica.
- Além da aplicação nos casos clínicos e cirúrgicos, a proposta pode ser utilizada para outras finalidades, como na formação e treinamento de novos médicos, na realidade virtual, na medicina legal, na arte, na paleontologia/arqueologia, no cinema e nos *games*.

6.2 Experiência adquirida

A realização desse trabalho contribuiu de forma significativa para uma maior compreensão da técnica de biomodelagem e seu largo campo de aplicação.

No intuito de cumprir os objetivos da pesquisa, foram realizadas visitas à consultórios médicos e à um hospital, que cooperaram positivamente para orientação dos procedimentos técnico-cirúrgicos que seriam simulados no computador. Estes profissionais avaliaram os resultados e, através de suas experiências, enriqueceram o conhecimento do aluno sugerindo novas ideias e aplicações médicas.

Na etapa de identificação e análise dos programas a serem utilizados neste trabalho, observou-se que o movimento de migração de *softwares* proprietários para *softwares* livres cresce de forma acentuada. Este fato se deve à grande diversidade de aplicações dos *softwares* livres e à qualidade de seus resultados, quando comparados aos *softwares* proprietários. No entanto, a maioria dos usuários de programas de computadores ainda não conhece o potencial e a viabilidade dos *softwares* livres.

Há ainda que se relatar que o contato com outros projetos de biomodelagem contribuíram para ganho de experiência e permitiram o aprimoramento do raciocínio para execução de planejamentos cirúrgicos, expandindo a criatividade de elaboração do estudante.

6.3 Propostas para trabalhos futuros

A continuidade deste trabalho é sugerida através das seguintes linhas de desenvolvimento:

- Análise dimensional dos biomodelos virtuais produzidos por esta proposta.
- Reprodução e análise dimensional dos biomodelos físicos.
- Utilização dos biomodelos virtuais em *softwares* livres de elementos finitos para análise de resistência de próteses e implantes.
- Uso dos biomodelos para simulação dinâmica e exploração de comportamentos biomecânicos.
- Aplicação dos biomodelos 3D em realidade virtual.
- Criação de acervo virtual de biomodelos patológicos e normais para consulta pública.
- Desenvolvimento de novas ferramentas para inserção no Invesalius 3.0:
 - espelhamento de modelos;
 - cortes para superfícies 3D;
 - exportação de biomodelos em formato IGS e STP.
- Desenvolvimento de novas ferramentas para inserção no FreeCAD 0.11:
 - aprimoramento das ferramentas 2D para construção de dispositivos complexos;
 - cortes 3D utilizando planos de referência;
 - inserção de módulo específico para superfícies;
 - aperfeiçoamento da ferramenta *Cut Mesh* e *Split Mesh*, eliminando corte de superfícies presentes em segundo plano.
- Desenvolvimento de uma interface própria para situações cirúrgicas específicas como craniotomia, cirurgia ortognática, cirurgia vascular etc.
- Aplicar a proposta em áreas como a fetologia, criminologia (medicina forense) e paleontologia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTINHO, L. N. U. et al. *Softwares* livres no ensino de engenharia: uma atitude socialmente justa, economicamente viável e tecnologicamente sustentável. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENSINO DE ENGENHARIA, 34, 2006, Passo Fundo. **Anais...** Passo Fundo: Universidade de Passo Fundo, 2006. Disponível em: <http://www.dee.ufma.br/~fsouza/anais/arquivos/4_170_438.pdf>. Acesso em: 15 mai. 2010.

ALMEIDA, A. B. et al. Modelo tridimensional do esqueleto craniofacial: precisão de uma ferramenta para o planejamento cirúrgico. **Revista Brasileira de Cirurgia Craniomaxilofacial**, São Paulo, v.12, n.1, p.5-9, jan. 2009.

ALSBER, B. K.; HAGEN, O. J. How octave can replace Matlab in chemometrics. **Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems**, v.84, n.1-2, p.195-200, dez. 2006.

ANATOMICS (Austrália). **Downloads**. Disponível em: <<http://www.anatomics.com/content/default.aspx?cat=4&sub=38>>. Acesso em: 03 jun. 2011.

ANTAS, A. F. F. **Utilização das tecnologias de prototipagem rápida na área médica**. 2007. 130 f. Dissertação (Mestrado em Design Industrial) - Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto Porto, Porto, 2007.

ARAÚJO JÚNIOR, F. L.; RODRIGUES, C. Aneurismas de aorta abdominal. In: PITTA, G. B. B.; CASTRO, A. A.; BURIHAN, E. **Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado**. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA, 2003. P.1-5. Disponível em: <http://www.lava.med.br/livro/pdf/leandro_aneurisma.PDF>. Acesso em: 05 jun. 2011.

ARCHIP, N. et al. Anatomical structure modeling from medical images. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v.82, n.3, p. 203-215, jun. 2006.

BAIXAKI. **Rocketfast3d**. Disponível em:
<<http://www.baixaki.com.br/download/rocketfast3d.htm>>. Acesso em: 05 jun. 2011.

BAZAN, O. **Usinagem de prótese para cranioplastia a partir de imagens tomográficas**. 2004. 127 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2004.

BAPTISTA-SILVA, J. C. C. Diagnóstico do aneurisma da aorta abdominal. In: PITTA, G. B. B.; CASTRO, A. A.; BURIHAN, E. **Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado**. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA, 2003. P.1-16. Disponível em:
<<http://www.lava.med.br/livro>>. Acesso em: 05 jun. 2011.

BARBOSA, V. **UNESP - é a primeira universidade a aderir ao Protocolo Brasília**. Disponível em: <<http://softwarelivre.org/fis112/fis112/noticias/unesp-e-a-primeira-universidade-a-aderir-ao-protocolo-brasil>>. Acesso em: 04 jul. 2011.

BIBB, R.; WINDER, J. A review of the issues surrounding three-dimensional computed tomography for medical modelling using rapid prototyping techniques. **Radiography**, v.16, n.1, p.78-83, fev. 2010.

BUSCAPÉ. **Informática**. Disponível em: <www.buscapede.com.br>. Acesso em: 07 jun. 2011

CASTRO, V. V. Aplicação dos Softwares Pro/ENGINEER Wildfire 4.0 e Invesalium 2.1 em Análises Biomecânicas para Testes com Elementos Finitos. In: X SALÃO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA PUCRS, 10, 2009, Porto Alegre. **Anais...** Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2009. Disponível em: <

http://www.pucrs.br/edipucrs/XSalaoIC/Ciencias_Exatas_e_da_Terra/Matematica/70888-VICTORVELHODECASTRO.pdf>. Acesso em: 12 out 2010.

CENTRALX ATLAS. **Sistema arterial e venoso**. Disponível em: <<http://atlas.centralx.com.br/p/sistema-cardiovascular/42928/sistema+arterial+e+venoso.htm#>>. Acesso em: 05 jun. 2011.

CHOI, S. H.; CHAN, A. M. M. A virtual prototyping system for rapid product development. **Computer-Aided Design**, v.36, n.5, p401-412, abr. 2004.

CORRÊA, A. P. S.; BRUST, A. W. A; JESUS, G. P. Prototipagem rápida: um método auxiliar no tratamento de ameloblastoma – relato de caso. **Revista de Odontologia da UNESP**, Araraquara, v.39, n.4, p.247-254, jul./ago. 2010.

D'URSO et al. Cerebrovascular biomodelling: a technical note. **Surgical Neurology**, v.52, n.5, p.490-500, nov. 1999.

DELJAICOV, F. et al. Tratamento de fratura mandibular cominuta ocasionada por projétil de arma de fogo. **Revista Brasileira de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial**, v.10, n.1, p.69-76, 2010.

DIPOLD, R. D. **Potencialidade econômica do *software* livre**. 2005. 65 f. Trabalho de Graduação (Graduação em Economia) – Centro de Ciência Sociais Aplicadas, Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Toledo, 2005.

DOMINGUES, M. O.; MENDES Jr., O. Introdução a programas físico-matemáticos livres. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v.25, n.2, p.148-156, jun. 2003.

ENDERLE, J.; BRONZINO, D.; BLANCHARD, S. M. **Introduction to biomedical engineering**. 2ed. Burlington: Elsevier, 2005. 1141p.

ERICKSON, J. B.; LANGER, S.; NAGY, P. The role of open-source *software* in innovation and standardization in radiology. **Journal of the American College of Radiology**, v.2, n.11, p.927-931, nov. 2005.

FAB@HOME (EUA). **Fab@home: make anything**. Disponível em: <<http://www.fabathome.org>>. Acesso em: 22 jun. 2011.

FALCÓN-ANTENUCCI, R. M. et al. Avaliação das tensões na interface implante/coroa. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-facial**, v.8, n.3, p.49-56, jul./set. 2008.

FERRAZ, E. G. **Efeito do processamento de reconstruções tridimensionais virtuais para confecção de biomodelos de prototipagem rápida: estudo experimental em mandíbulas secas humanas**. 2009. 81 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2009.

FOGGIATTO, J. A. O Uso da Prototipagem Rápida na Área Médico-Odontológica. **Revista Tecnologia & Humanismo**, Curitiba, v.20, n.30, p.60-68, 2006.

FRANCESCONI, T. **Proposta metodológica para modelagem geométrica a partir de imagens médicas**. 2008. 91 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção e Sistemas) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2008.

FREECAD.COM. **Free CAD, CAM and CAE programs**. Disponível em: <<http://www.freecad.com/>>. Acesso em: 20 maio 2011.

FREITAS, E. P. **Placa Projetada e Otimizada por Elementos Finitos para Tratamento de Fratura Mandibular em Cães**. 2008. 76 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia Veterinária) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2008.

GELL, G. Side effects and responsibility of medical informatics. **International Journal of Medical Informatics**, v.64,n. 2/3, p.69-81, dez. 2001.

GORNI, A. A. Prototipagem rápida: o que é, quem faz e por que utilizá-la? **Revista Plástico Industrial**, v.9, n.31, p.230-239, 2001.

GOUVEIA, M. F. **Aplicação da prototipagem rápida no planejamento de cirurgias craniofaciais**. 2009. 180 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica – Materiais e Processos de Fabricação) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

GRASSBERGER, M. et al. 3D reconstruction of emergency cranial computed tomography scans as a tool in clinical forensic radiology after survived blunt head trauma - report of two cases. **Forensic Science International**, v.207, n.1-3, p. e19-e23, abr. 2011.

GROESEL, M.; GFOEHLER, M; PEHAM, C. Alternative solution of virtual biomodeling based on CT-scans. **Journal of Biomechanics**, v.42, n.12, p.2006-2009, ago. 2009.

GROSSI, M. G. R.; SOUZA, W. A. S.; COSTA, J. W. O *software* livre - uma opção tecnológica utilizada como instrumento democratizador na educação e como fator de diminuição da distância social. In: SIMPÓSIO NACIONAL DE TECNOLOGIA E SOCIEDADE, 2, 2009, Curitiba. **Anais...** Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2009. Disponível em: <http://164.41.2.88/omts/conteudo_arquivo/121109_E90911.pdf>. Acesso em: 10 out 2010.

HAUX, R. Medical informatics: past, present, future. **International Journal of Medical Informatics**, v.79, n.9, p.599-610, set. 2010.

HASMAN, A.; HAUX, B.; ALBERT, A. A systematic view on medical informatics. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v.51, n.3, p.131-139, nov. 1996.

KABAN, L. B. et al. Clinical application of curvilinear distraction osteogenesis for correction of mandibular deformities. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.67, n.5, p.996-1008, mai. 2009.

KANG, F. M. A. **Análise quantitativa de modelos de prototipagem rápida baseados em dados de tomografia volumétrica, por meio de inspeção de engenharia reversa tridimensional**. 2009. 107 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Diagnóstico bucal) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

LAJARIN, S. F. **Avaliação dimensional de implantes sob medida para cranioplastia**. 2008. 141 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica - Manufatura) - Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2008.

LAVIOLETTE, P. S. et al. 3D visualization of subdural electrode shift as measured at craniotomy reopening. **Epilepsy Research**, v.94, n.1-2, p.102-109, mar. 2011.

LIPSON, H.; KURMAN, M. **Factory@Home: The Emerging Economy of Personal Fabrication: overview and recommendations**. Disponível em: <<http://www.mae.cornell.edu/lipson/factoryathome.pdf>>. Acesso em: 22 jun. 2011.

LIPSON, H. Homemade: The future of functional rapid prototyping. **IEEE Spectrum**, p.24-3, mai. 2005.

MARTIN-SANCHES, F. et al. Synergy between medical informatics and bioinformatics: facilitating genomic medicine for future health care. **Journal of Biomedical Informatics**, v.37, n.1, p.30-42, fev. 2004.

MASSARENTI Jr., N. D. et al. Utilização de *softwares* livres em educação à distância em medicina e saúde: uma experiência de 6 anos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE, 10, 2006, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis, Sociedade Brasileira de Informática em Saúde, 2006. Disponível em: <<http://www.sbis.org.br/cbis/anaiscbis2006.htm>>. Acesso em: 15 jul. 2009.

McDONALD, C. J. et al. Open Source *software* in medical informatics - why, how and what. **International Journal of Medical Informatics**, v.69, n.2-3, p.175-184, mar. 2003.

MEIRA JÚNIOR, Wagner et al. *Software* livre como uma nova forma de geração de conhecimento. **Revista Fonte**, Belo Horizonte, v.2, n.2, p.75-81, jan./jun. 2005.

MEURER, E. et al. Os biomodelos de prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. **Arquivos Dental Review**, p.1-47, 2004. Disponível em: <<http://www.dentalreview.com.br/nova/download.php>>. Acesso em: 3 jan. 2011.

MEURER, E. et al. Biomodelos de Prototipagem Rápida em CTBMF. **Revista Brasileira de Cirurgia Periodontia**, Curitiba, v.1, n.3, p.172-180, 2003.

MEURER, M. I. et al. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. **Radiologia Brasileira**, v.41, n.1, p.49-54, jan./fev. 2008.

MIYASHITA, E. R. **Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar classe IV de Aramany por meio da análise de elementos finitos**. 2008. 100 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Prótese buco maxilo facial) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

MONTERO, E. F. S.; ZANCHET, D. J. Realidade virtual e a medicina. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v.18, n.5, p.489-490, 2003.

MOSCA, R. C.; PEREIRA, G. A.; MANTESSO, A. Cystic hygroma: characterization by computerized tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, v.105, n.5, p.e65-e69, 2008.

MURRAY, D. J. et al. Optimizing craniofacial osteotomies: applications of haptic and rapid prototyping technology. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v.66, n.8, p.1766-1772, ago. 2008.

NISBET, R.; ELDER, J.; MINER, G. Medical Informatics. **Handbook of Statistical Analysis and Data Mining Applications**, p.313-319, 2009.

OLIVEIRA, M. F. **Aplicações da Prototipagem Rápida em Projetos de Pesquisa**. 2008. 107 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Materiais e processos de fabricação) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008

PAIVA, W. S. et al. Application of the stereolithography technique in complex spine surgery. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v.65, n.2-B, p.443-445, 2007.

PETZOLD, R.; ZEILHOFER, H. F.; KALENDER, W. A. Rapid prototyping technology in medicine – basics and applications. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v.23, n.5, p.277-284, out. 1999.

POMPEI, J. P. S. et al. Segmentação de imagens médicas. In: JORNADA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DO CENPRA, 4, 2002, Campinas. Disponível em: <>. Acesso em: 22 jun. 2010.

PRADO, V. R. **Uso de prototipagem rápida na medicina – aplicação em neurocirurgia**. 2005. 66 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projeto Mecânico) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

RAMOS, P. C. F. **Contribuição ao projeto de implantes personalizados através de sistemas de CAD e prototipagem rápida.** 2007. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

RHODES, M. L. Computer graphics and medicine: a complex partnership. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v.17, n.1, p.22-28, jan. 1997.

ROBIONY, M. et al. Virtual reality for surgical planning maxillofacial distraction osteogenesis: the role of reverse engineering rapid prototyping and cooperative work. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, v.65, n.6, p.1198-1208, jun. 2007.

ROCKENBACH, M. et al. Avaliação da precisão e da facilidade de fabricação de diferentes métodos de produção de protótipos: prototipagem rápida e usinagem CNC. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE PESQUISA EM DESIGN, 5, 2009, Bauru. **Anais...** 2009. Disponível em: <<http://www.faac.unesp.br/ciped2009/anais/Design%20de%20Produto/Avaliacao%20da%20Precisao%20e%20da%20Facilidade.pdf>>. Acesso em: 30 jun. 2010.

ROSA, E. L. S.; OLESKOVICZ, C. F.; ARAGÃO, B. N. Rapid prototyping in maxillofacial surgery and traumatology: case report. **Brazilian Dental Journal**, v.15, n.3, p. 243-247, 2004.

ROSSETTI, V. **A visão reducionista da evolução humana: falando sobre a fala.** Disponível em: <<http://netnature.wordpress.com/2011/05/17/a-visao-reducionista-da-evolucao-humana-falando-sobre-a-fala/>>. Acesso em: 03 jun. 2011.

RUBO, J. H.; CAPELLO, E. A. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, v.9, n.3/4, p.97-103, jul./dez. 2001.

SADDY, M. S. **Estudo comparativo entre tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem.** 2006. 85 f. Tese (Doutorado em Odontologia - Diagnóstico Bucal) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

SALEH, A.M. **Adoção de tecnologia: um estudo sobre o uso de *software* livre nas empresas.** 2004. 148 f. Dissertação (Mestrado em Administração) - Faculdade de Economia, Administração e Contabilidade, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

SANNOMIYA, E. et al. Surgical planning for resection of an ameloblastoma and reconstruction of the mandible using a selective laser sintering 3D biomodelo. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, v.106, n.1, p.e36-e40, jul. 2008.

SANTA-BÁRBARA, A. **Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física: o *software* Invesalius.** 2006. 429 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica - Materiais e Processos de Fabricação) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.

SILVA, J. M. M. *Software* livre em engenharia. In: ENCONTRO DE *SOFTWARE* LIVRE NA ADMINISTRAÇÃO PÚBLICA. 1, 2009, Lisboa. **Anais...** Lisboa. Disponível em: <mapas.igeo.pt/eslap2009/Textos/JoaoMarcelino/eslap2009_txt.pdf>. Acesso em: 10 out. 2010.

SILVA, R. L. S. et al. Visualização de dados cardiovasculares tridimensionais em ambientes imersivos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE, 11, 2008, Campos do Jordão. **Anais...** Campos do Jordão, Sociedade Brasileira de Informática em Saúde, 2008. Disponível em: <<http://www.sbis.org.br/cbis11/arquivos/780.pdf>>. Acesso em: 15 jul. 2009.

SOURCE FORGE. **SourceForge.net: Find, create, and publish open source software for free.** Disponível em: <<http://sourceforge.net>>. Acesso em: 20 abr. 2011.

STECK, J. H. et al. Planejamento de cirurgias complexas em cabeça e pescoço – o uso de modelos tridimensionais. **Revista Brasileira de Cirurgia de Cabeça e Pescoço**, v.36, n.3, p.171-173, jul./ago./set. 2007.

SUBBURAJ, K. et al. Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.36, n.10, p.938–943, out. 2007.

SUGIMOTO, L. Tese revela disseminação de biomodelos em cirurgias de reconstrução craniofacial. *Jornal Unicamp*, 15 jun. 2009, ano XXIII, n.432. Disponível em: <http://www.wwow.com.br/portal/includes_popup/imprimir2.asp?secao=5&id=527>. Acesso em: 13 maio 2011.

SUN, W. et al. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering. **Computer-Aided Design**, v.37, n.11, p.1097-1114, set. 2005.

SUN, W.; LAL, P. Recent development on computer aided tissue engineering - a review. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v.67, n.2, p.85–103, fev. 2002.

SWEDLOW, J. R.; ELICIEIRI, K. W. Open source bioimage informatics for cell biology. **Trends in Cell Biology**, v.19, n.11, p.656-660, nov. 2009.

ULBRICH, C. B. L. **Inspeção por digitalização em aplicações de prototipagem rápida na medicina.** 2007. 254 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica - Mecânica dos Sólidos e Projetos Mecânicos) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

VALLY, T. et al. Application of process synthesis methodology to biomedical engineering for the development of artificial organs. **Computer Aided Chemical Engineering**, v.15, p.1216-1221, 2003.

VAN LIERDE, C. et al. Curvature accuracy of RP skull models. **Phidias Rapid Prototyping in Medicine**, n.8, p.1-4, mar. 2002.

WARING, T.; MADDOCKS, P. Open source *software* implementation in the UK public sector: evidence from the field and implications for the future. **International Journal of Information Management**, v.25, n.5, p.411-428, out. 2005.

WECHSLER, R et al. A informática no consultório médico. **Jornal de Pediatria**, v.79, supl.1, p.S3-S12, mai./jun. 2003.

WINDER, J.; BIBB, R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.63, n.7. p.1006-1015, jul. 2005.

XIA, J. et al. Computer-assisted threedimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.29, n.1, p.11-17, feb. 2000.

YACUBIAN-FERNANDES, A. et al. Prototipagem rápida como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v.62, n.3-B, p.865-868, 2004.

YESHWANT, K. et al. Analysis of skeletal movements in mandibular distraction osteogenesis. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.63, n.3, p.335-340, mar. 2005.

YONGNIAN, Y. et al. Rapid prototyping and manufacturing technology: principle, representative technics, applications, and development trends. **Tsinghua Science and Technology**, v.14, n.1, p.1-12, jun. 2009.

YOO, T. S.; METAXAS, D. N. Open science – combining open data and open source *software*: medical image analysis with the Insight Toolkit. **Medical Image Analysis**, v.9, n.6. p.503–506, dez. 2005.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

BIZELLO, S. A.; RUSCHEL, R. C. CAD livre para arquitetura, engenharia e construção. In: ENCONTRO DE TECNOLOGIA DE INFORMAÇÃO E COMUNICAÇÃO NA CONSTRUÇÃO CIVIL, 3, 2007, Porto Alegre. **Anais...**, Disponível em: <<https://sites.google.com/a/tematico.arq.br/principal/Home/publicacoes>>. Acesso em: 23 jun. 2010.

BORDEIANU, C. C. et al. A new version of Scilab *software* package for the study of dynamical systems. **Computer Physics Communications**, v.180, n.11, p.2398-2399, nov. 2009.

CARVALHO, H. S. Aplicações da informática na área médica. **Brasília Médica**, v.33, n.3/4, p.127-131, 1996.

D'URSO, P. S. et al. Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v.27, n.1, p.30-37, fev. 1999.

GLAVELIS, T.; PLOSKAS, N.; SAMARAS, N. A computational evaluation of some free mathematical *software* for scientific computing. **Journal of Computational Science**, v.1, n.3, p.150–158, ago. 2010.

GOTO, M. et al. Surgical simulation for reconstruction of mandibular bone defects using photocurable plastic skull models: report of three cases. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.55, n.7, p.772-780, jul. 1997.

IBRAHIM, D. et al. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v.37, n.3, p.167-173, abr. 2009.

KLEMT, A.; INFANTOSI, A. F. C. Método de superfície na visualização 3D da dissecação do crânio humano. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.16, n.1, p.21-37, jan./abr. 2000.

KOBATAKE, H. Future CAD in multi-dimensional medical images – Project on multi-organ, multi-disease CAD system. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v.31, n.4-5, p.258-266, jun./jul. 2007.

KUNZLER, M. R. **Estudo dos desvios geométricos gerados na obtenção de biomodelos a partir de imagens tomográficas**. 2008. 85 f. Dissertação (Mestrado em Metrologia) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.

LOHFELD, S. et al. Engineering assisted surgery: a route for digital design and manufacturing of customised maxillofacial implants. **Journal of Materials Processing Technology**, v.183, n.2-3, p.333-338, mar. 2007.

NUNES, F. L. S. Introdução ao processamento de imagens médicas para auxílio ao diagnóstico – uma visão prática. In: BREITMAN, K.; ANIDO, R. **Atualizações em Informática**. Rio de Janeiro: PUC-Rio, 2006. cap.2, p.73-126. Disponível em:< bibliotecadigital.sbc.org.br/download.php?paper=638 >. Acesso em: 03 mai. 2010.

RIBBONSOFT. Ribbonsoft. Disponível em: <<http://www.qcad.org>>. Acesso em: dia 15 mai. 2010.

SEITZ, H. Rapid Prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. **International Congress Series**, v.1268, p.567-572, jun. 2004.

SOUZA, M. A.; CENTENO, T.; PEDRINI, H. Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e Prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.19, n.2, p.103-105, 2003.

TOLEDO, J. M.; CAMPOS, T. P. R. Desenvolvimento gráfico do sistema vascular torácico para fins de reprodução de biomodelos. In: CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, 6, 2010, Gramado. **Anais...**, Gramado: UFRGS, 2010. CD-ROM.

VIANA NETO, A. et al. Cirurgia guiada virtual para reabilitação oral: revisão de literatura e relato de caso. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial**, Camaragibe, v.9, n.2, p.45-52, abr./jun. 2009.

VICECONTI, M. CT data sets surface extraction for biomechanical modeling of long bones. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v.59, n.3, p.159-166, jun. 1999.

VIEGAS, V. N. **Avaliação das variações da transferência do planejamento virtual e sobre protótipos biomédicos para a instalação de implantes dentários pela técnica de cirurgia guiada**. 2008. 106 F. Tese (Doutorado Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.

WANG, Z. L. et al. Computational biomechanical modelling of the lumbar spine using marching-cubes surface smoothed finite element voxel meshing. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v.80, n.1, p.25-35, out. 2005.

WANG, C. S. et al. STL rapid prototyping bio-CAD model for CT medical image segmentation. **Computers in Industry**, v.61, n.3, p.187-197, abr. 2010.

APÊNDICE A – GUIA PRÁTICO DE SEGMENTAÇÃO, RECONSTRUÇÃO E EDIÇÃO DE BIOMODELO 3D.

Situação: Diagnóstico e planejamento cirúrgico de Hemangioma Cavernoso no cérebro (tumor no cérebro).

Objetivos em biomodelagem:

- Segmentar as estruturas ósseas cranianas;
- Segmentar o tumor cerebral;
- Reconstruir os respectivos biomodelos 3D;
- Exportá-los para *software* CAD;
- Importá-los no *software* CAD;
- Determinar o melhor local para craniotomia;
- Simular a abertura e fechamento do crânio (craniotomia);

1 Reconstrução do biomodelo 3D

O objetivo desta primeira fase é realizar a importação das imagens médicas, segmentar as regiões de interesse e gerar os biomodelos 3D.

Serão criados três biomodelos independentes, executando as etapas propostas por este trabalho: aquisição de imagens médicas, importação dos dados, segmentação, obtenção do biomodelo 3D e exportação do biomodelo 3D em formato STL.

As etapas de segmentação e obtenção do biomodelo 3D serão tratadas de forma unificada para reconstrução em paralelo das três superfícies desejadas.

1.1 Aquisição das imagens médicas

As imagens médicas utilizadas neste trabalho foram originadas através de exames de TC com ou sem uso de substância de contraste.

Os mesmos procedimentos propostos para gerar os biomodelos 3D e sua edição em *software* CAD devem ser seguidos quando as imagens médicas forem produzidas a partir de exame de RNM.

1.2 Importação dos arquivos DICOM

Os arquivos DICOM gerados por equipamento de radiologia devem ser gravados em CD-ROM e transferidos para o computador.

De posse destes dados, o usuário deve abrir o programa Invesalius 3.0 e importar a pasta contendo as imagens médicas através dos comandos *Arquivo – Abrir DICOM* (Figura 72).

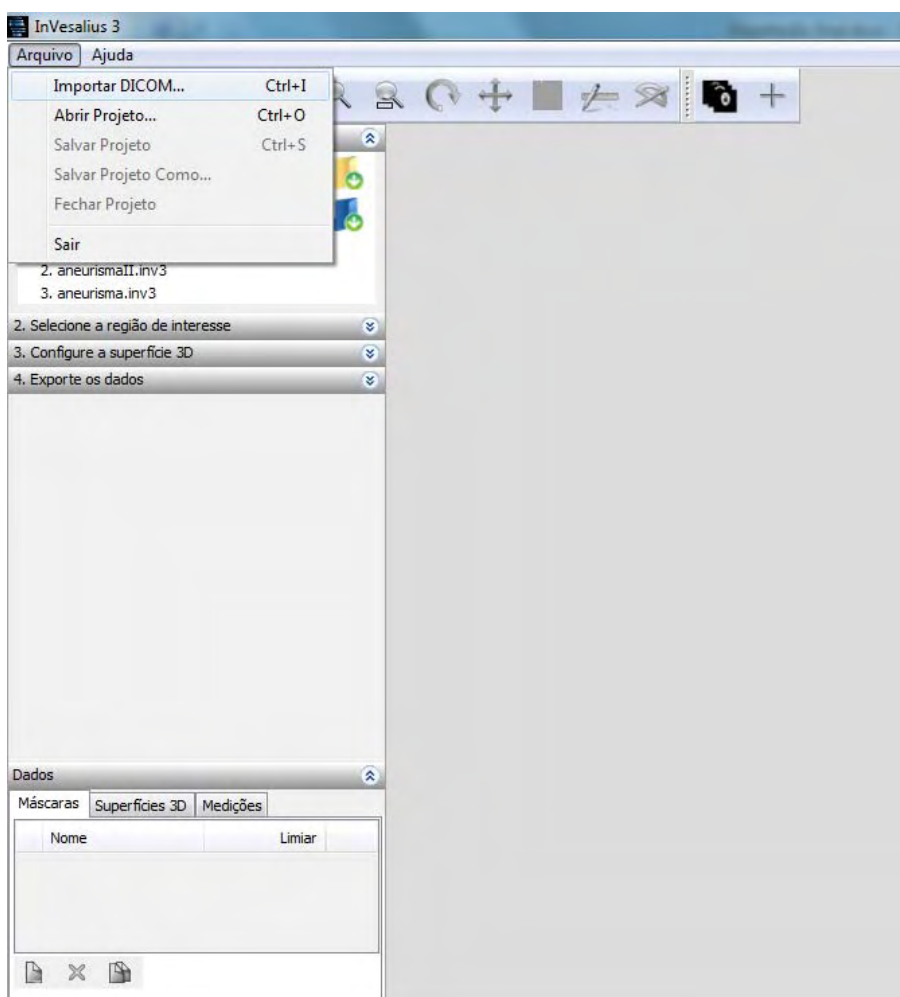


Figura 72 – Importação de imagens médicas no Invesalius 3.0.

Em seguida, será aberta uma janela onde o usuário deverá indicar o local onde se encontra a pasta que contém os arquivos DICOM (Figura 73).

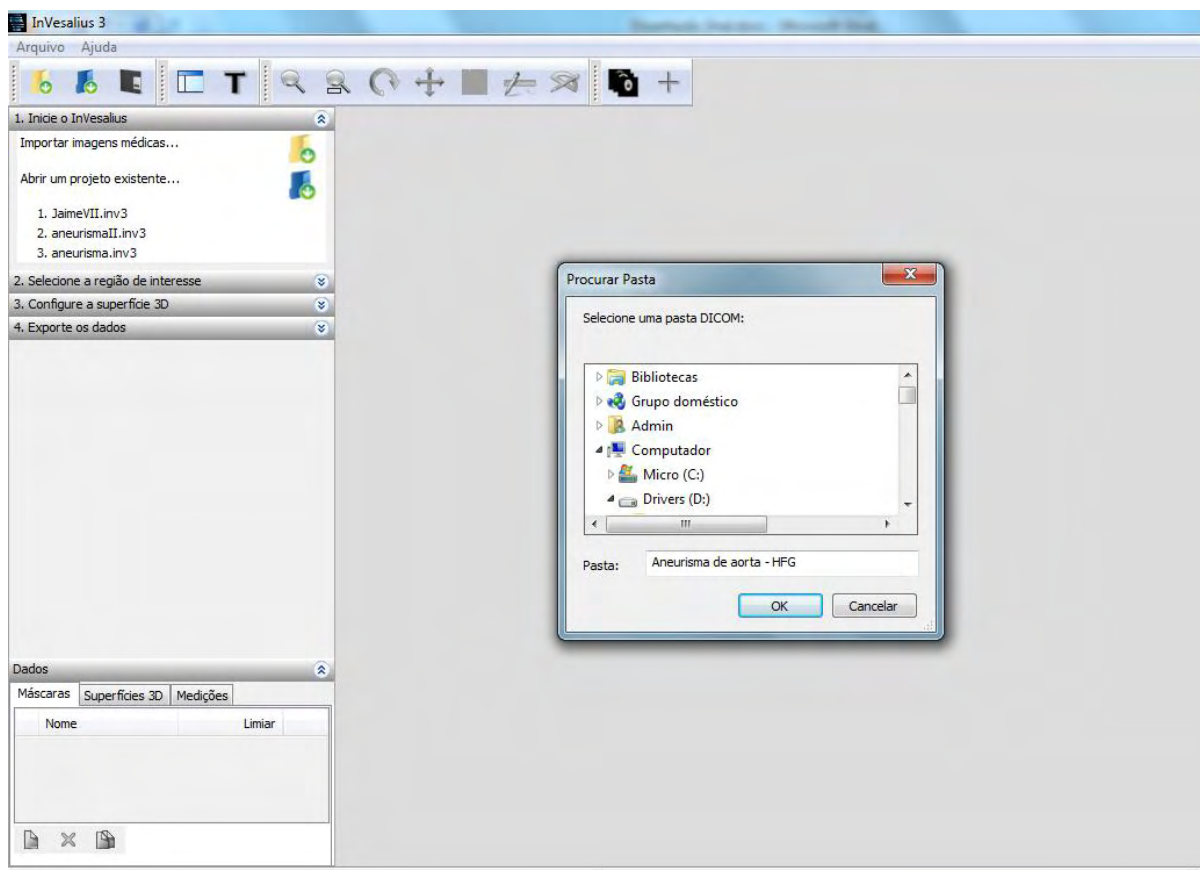


Figura 73 – Importação de imagens médicas no Invesalius 3.0.

Ao indicar a pasta e clicar em *OK*, o programa carregará todas as imagens médicas e apresentará a tela de visualização de dados importados (Figura 74).

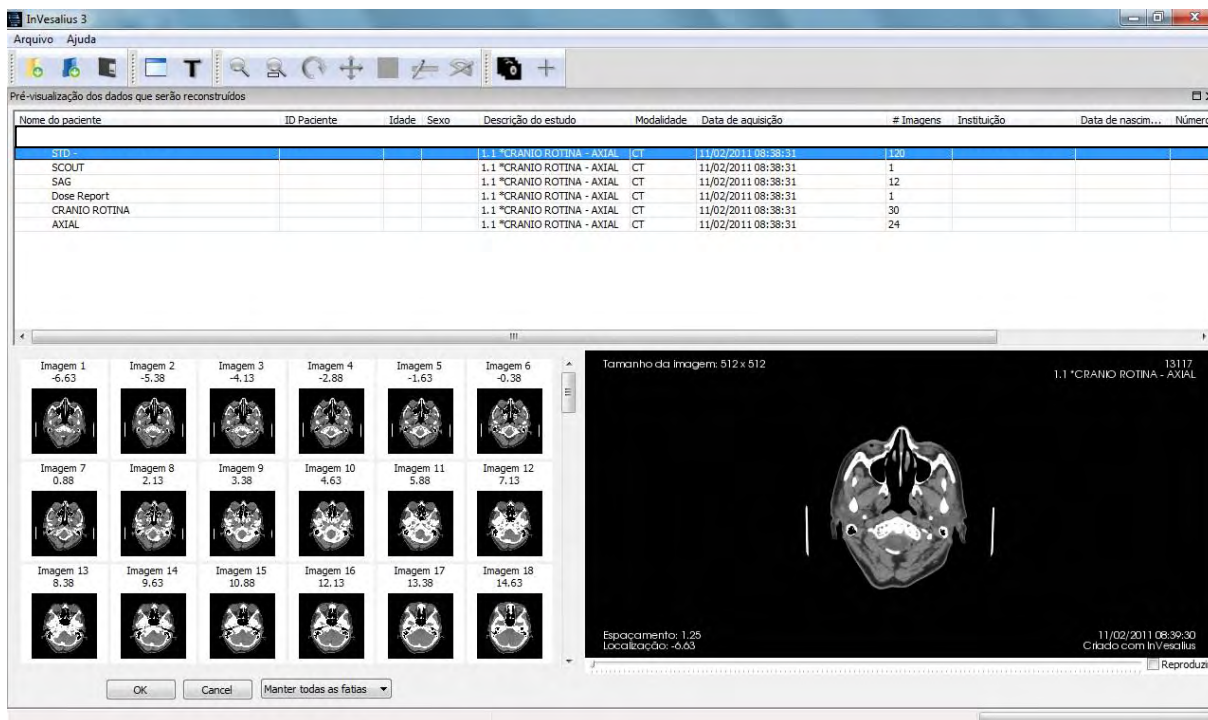


Figura 74 – Visualização dos dados importados.

Nesta tela, cabe ao usuário especificar qual a série de dados que deseja trabalhar. Ao pré-selecionar alguma série, o programa mostra a sequência de imagens pertencentes à esta. Na Figura 74, a série *STD* (de *Standard*) está selecionada e contém 120 imagens. Clicando em *OK*, o programa finalizará a fase de importação de dados e iniciará a fase de segmentação.

1.3 Segmentação da região de interesse e obtenção do biomodelo 3D

A segmentação consiste em separar as estruturas de interesse para reconstrução 3D através da especificação de máscaras. Cada máscara criada deve corresponder à determinada estrutura, que gerará um biomodelo específico.

A tela inicial apresenta três janelas de visualização 2D: janelas axial, sagital e coronal (Figura 75).

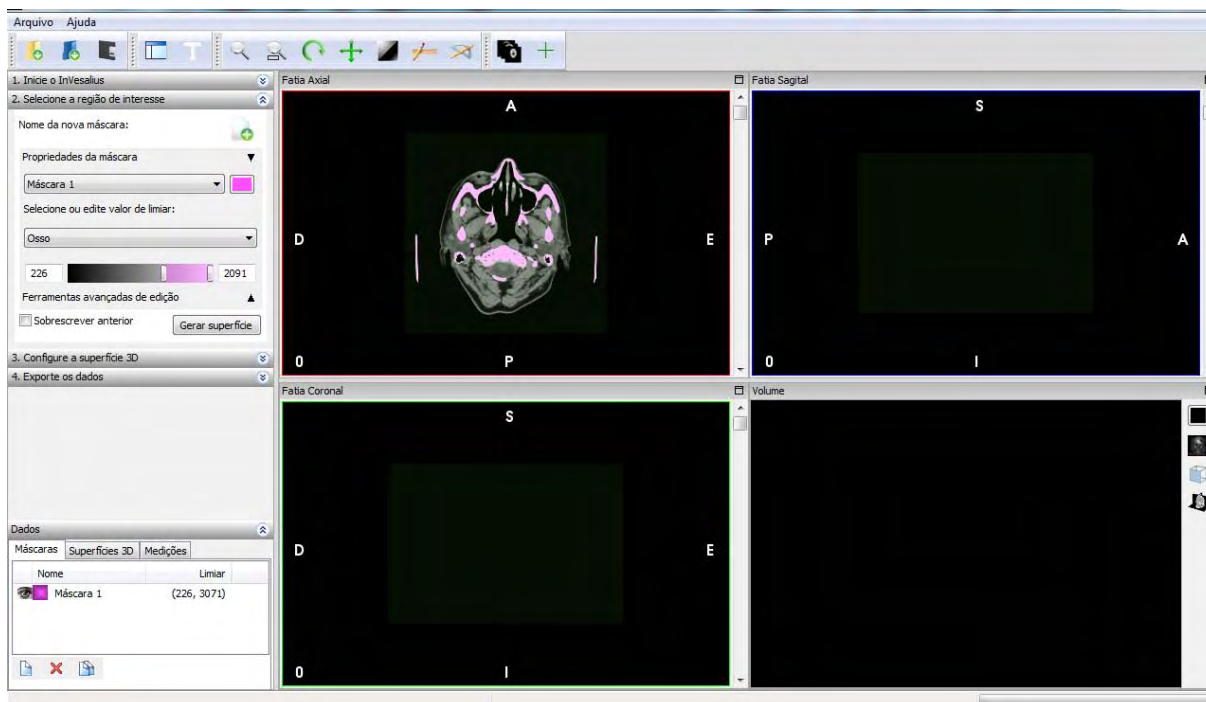


Figura 75 – Janelas axial, sagital e coronal para segmentação.

Nestas, o usuário deve navegar entre as fatias e identificar a estrutura desejada para posteriormente aplicar a segmentação (Figura 76).



Figura 76 – Identificação do tumor cerebral através das visões axial, sagital e coronal.

Para segmentação do crânio, do tumor cerebral e da pele do paciente, será necessário criar três diferentes máscaras. A máscara é gerada pelo comando de adição de máscaras na guia “Selecione a região de interesse”. Em seguida, o programa solicita o nome da máscara e o limiar de cinza a ser aplicado. A princípio, foi aceita a “Faixa de limiar” sugerida pelo programa para segmentação de osso (Figura 77).

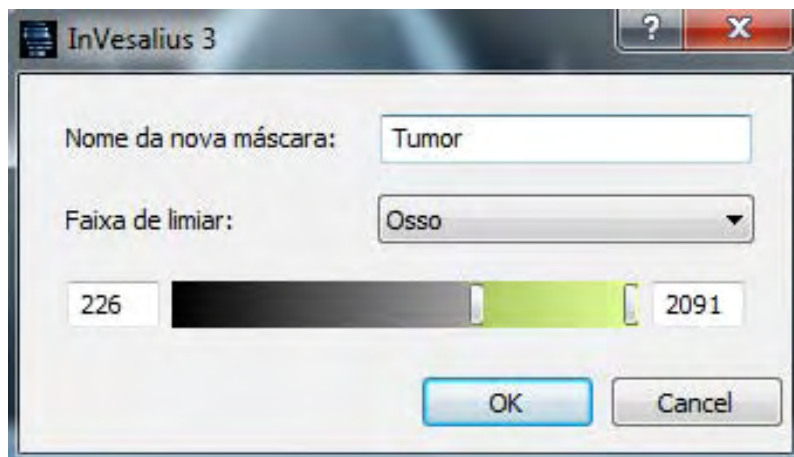


Figura 77 – Criação de máscara de segmentação.

Ao clicar em *OK*, a nova máscara estará ativa e será relacionada na guia de “Máscaras”. Agora, deve-se indicar ao programa qual o limiar do tumor em segmentação. Se não houver uma pré-configuração para a estrutura desejada, o usuário deve identificar o melhor limiar através de tentativa e erro. Altera-se a barra de intervalo de limiar e observa-se se o tumor é destacado das demais estruturas (Figura 78).

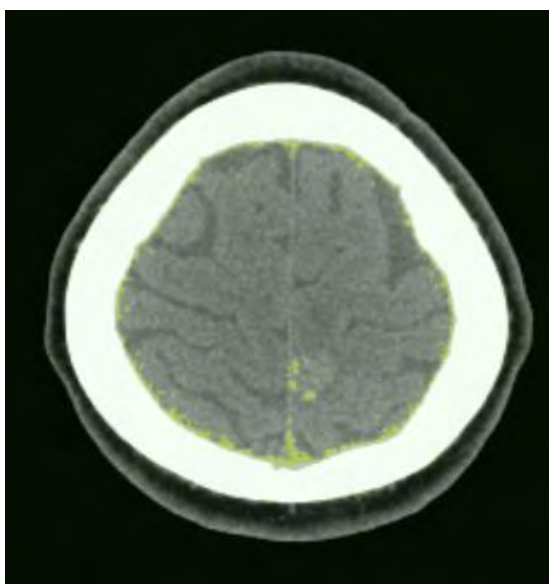


Figura 78 – Segmentação automática do tumor.

Neste exemplo, pelo fato do tumor ser pouco diferenciado do tecido cerebral, não foi possível aplicar a segmentação automática por meio da determinação do intervalo de cinza. Assim, será necessário realizar a segmentação manual fatia-a-fatia.

Em “Ferramentas avançadas de edição”, presente na guia “Selecione a região de interesse”, existem os comandos “Desenhar”, “Apagar” e “Limiar” que permitem a edição manual do tumor. Como o tumor está pouco diferenciado, neste caso será necessário indicar ao *software* qual a área que compreende a região de interesse.

De forma individual, cada fatia será segmentada através do comando “Desenhar”, aplicando *zoom* para identificar de forma mais clara o contorno externo do tumor, como pode ser visto na Figura 79. A utilização das três janelas de visualização (axial, sagital e coronal) é importante para obter uma ótima segmentação.

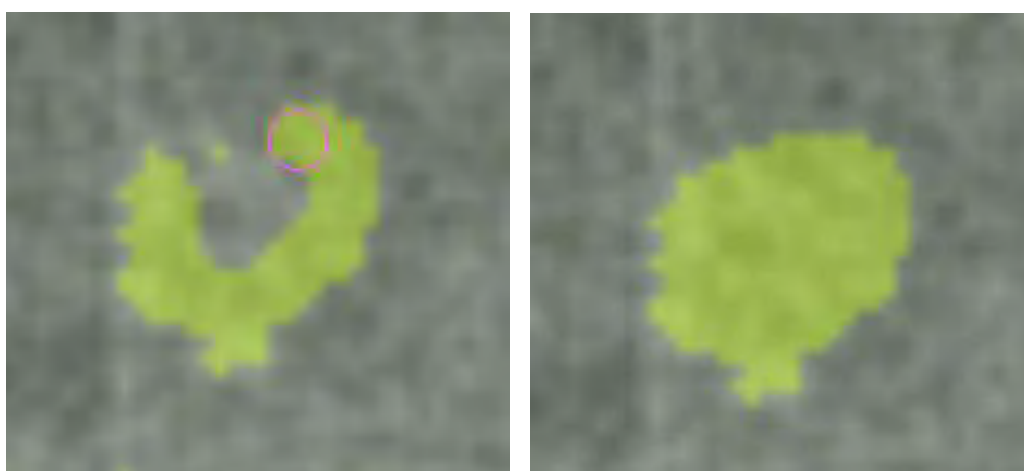


Figura 79 – Segmentação manual do tumor.

Após a segmentação de todas as fatias que contém o tumor, que neste exemplo eram treze, sugere-se a reconstrução 3D da superfície do tumor segmentado. Esta operação é realizada com o emprego do comando “Gerar superfície”, presente na guia “Selecione a região de interesse”. O biomodelo 3D criado é apresentado na janela de “Volume”.

O mesmo procedimento de criação de máscara de segmentação deve ser executado para o crânio. Neste caso, pela estrutura ser muito diferenciada das demais, sua segmentação ocorre de forma automática pelo uso da pré-configuração de limiar fornecido pelo programa.

Cria-se então uma nova máscara e aplica-se o valor de limiar para “Osso”. A nova máscara e sua segmentação óssea é apresentada na Figura 80.

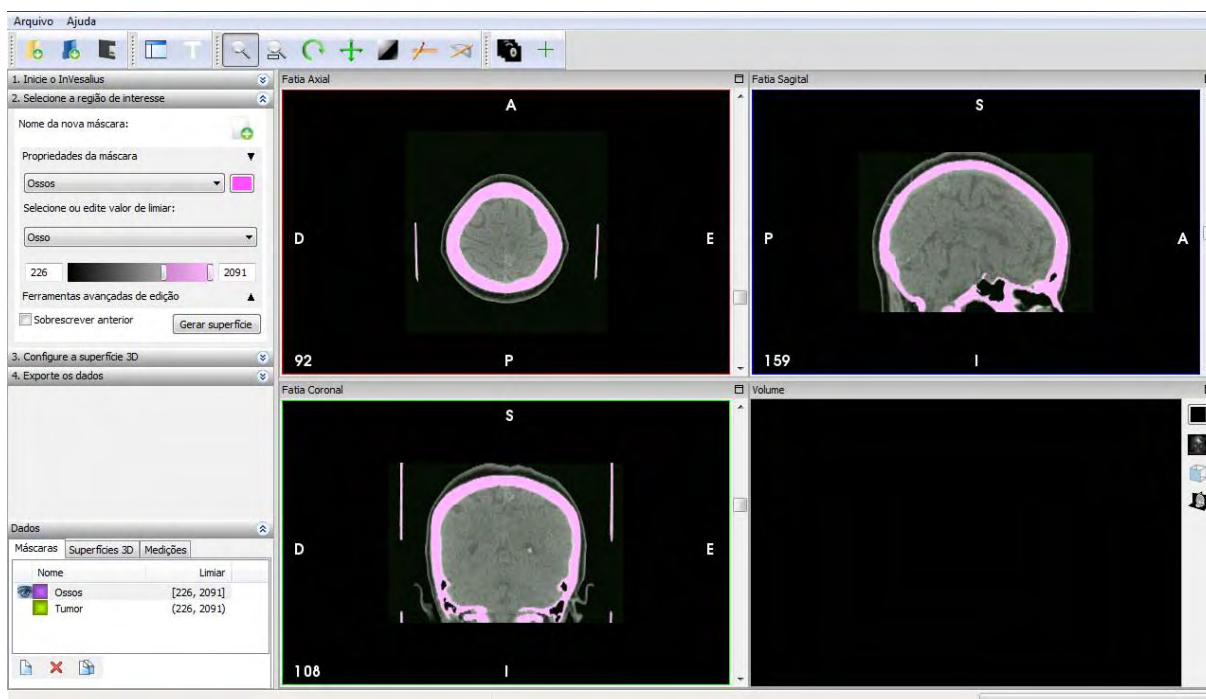


Figura 80 – Segmentação automática dos ossos do crânio.

Neste exemplo prático, na edição do biomodelo em ambiente CAD, será editado somente uma parte do crânio, onde será realizada a craniotomia. Baseado nesta necessidade e visando reduzir o tempo para processamento de dados, sugere-se que a superfície do crânio seja dividida em duas partes: uma porção superior e outra porção média/inferior.

Para obtenção destes biomodelos independentes, a máscara criada anteriormente será utilizada para definir um plano de divisão. A Figura 81 ilustra o local de separação do crânio baseado no posicionamento do tumor e no procedimento cirúrgico adotado.

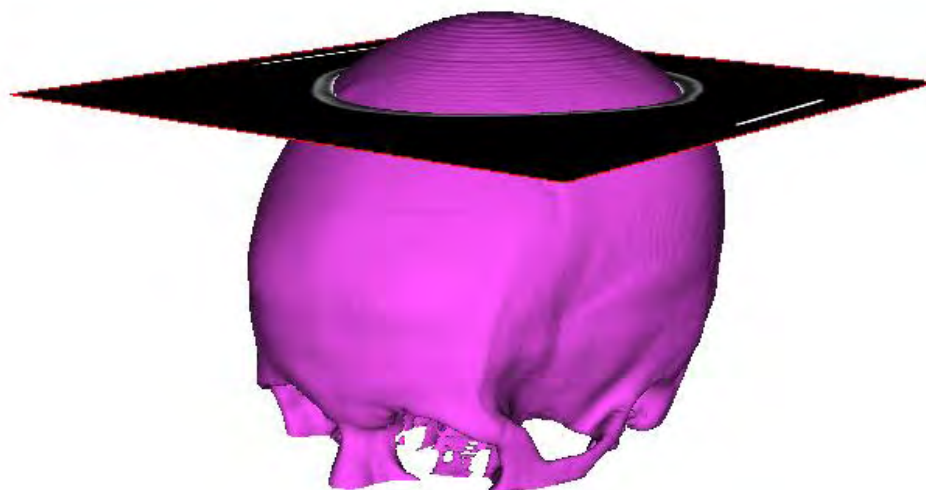


Figura 81 – Plano axial para referência de divisão do crânio.

O plano axial será utilizado como referência para se determinar qual fatia será apagada para gerar a descontinuidade no modelo. Neste exemplo, a fatia axial de número 93 será a base para a divisão. Assim, deve-se criar uma máscara de segmentação que compreenda as fatias axiais de número 0 à 93 e outra que aborde as fatias axiais de 93 à última seção transversal.

Os dois biomodelos gerados a partir das duas máscaras descritas deverão ser exportados individualmente em formato STL para que em ambiente CAD, somente o modelo da porção superior do crânio seja editado. O crânio dividido e apresentado na Figura 82 possui a descontinuidade relatada. Para selecionar somente a porção inferior, deve-se utilizar a guia “Configure a superfície 3D” e escolher o comando “Selecione as regiões de interesse...”. Este procedimento vai separar somente o modelo selecionado através do clique sobre sua superfície. O mesmo procedimento deve ser repetido ao se reconstruir a segunda máscara, selecionando desta vez a outra superfície do crânio.

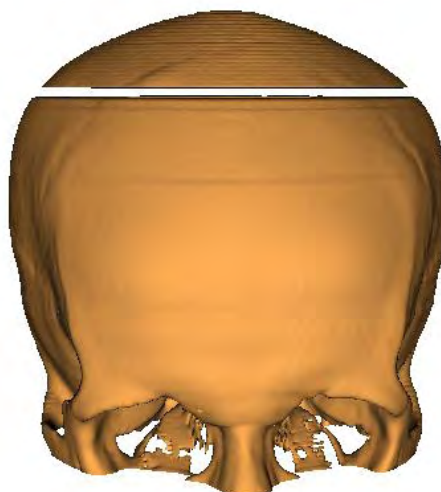


Figura 82 – Descontinuidade gerada no biomodelo do crânio.

Os biomodelos gerados à partir das duas máscaras para segmentação do crânio são visualizados simultaneamente na Figura 83.

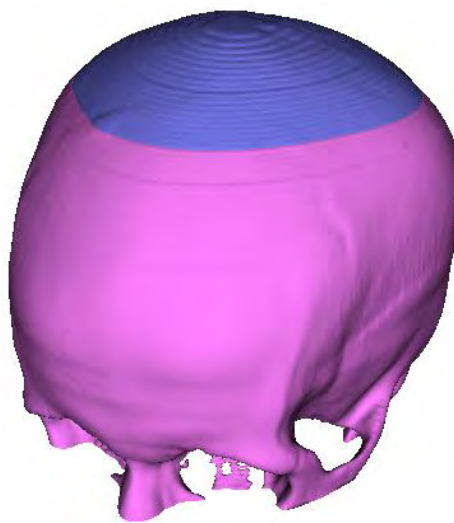


Figura 83 – Visualização simultânea dos dois modelos que compõe o crânio.

Cria-se também uma máscara para a pele do paciente. Neste caso, pode-se utilizar a pré-configuração de “Tecido Epitelial” fornecida pelo programa. Pequenos ajustes no intervalo de limiar poderão ser realizados através da barra de rolagem para aperfeiçoar a segmentação.

Alguns detalhes não pertencentes à estrutura podem surgir nas imagens de segmentação. A Figura 84 ilustra um exemplo de um prolongamento da pele que na

realidade não existe e deve ser apaga utilizando as “Ferramentas avançadas de edição”, comando “Apagar”.

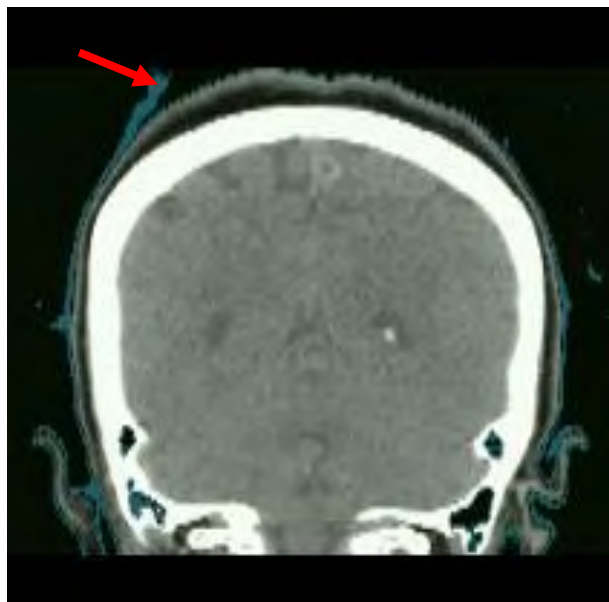


Figura 84 – Segmentação da pele.

Assim, a pele é segmentada e solicita-se ao programa para que gere a superfície 3D (Figura 85).

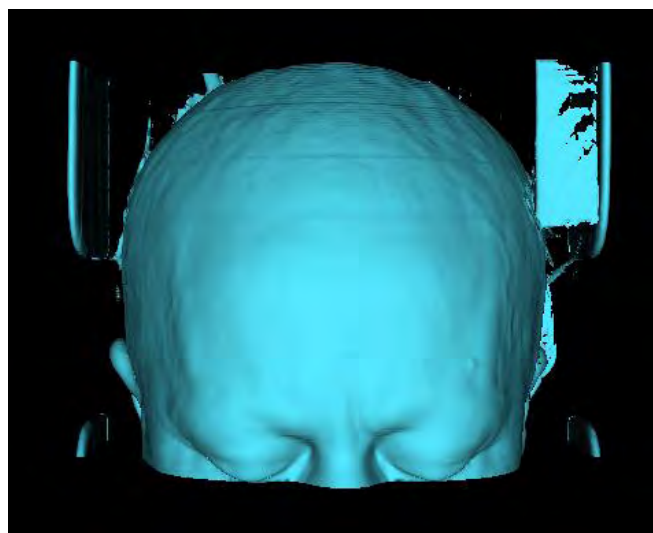


Figura 85 – Reconstrução 3D da pele.

Quando a superfície 3D apresentar ruídos (Figura 85), ou seja, estruturas não pertencentes ao biomodelo, os mesmos devem ser eliminados através da guia “Configure a superfície 3D”, comando “Separar maior superfície”. Todas as

geometrias desconexas do biomodelo de maior superfície serão eliminadas, aperfeiçoando o resultado final.

1.5 Exportação do biomodelo 3D em formato STL

Se o biomodelos estiverem bem representados tridimensionalmente, deve-se exportá-los no formato STL para ser editado no *software* CAD.

Os biomodelos gerados são listados na guia de “Superfícies 3D”, que deverá estar ativo no momento da exportação. Se mais de um biomodelo estiver ativo, os mesmos serão exportados como se fossem um corpo único. Por isso, sugere-se salvá-los em STL de forma individual, possibilitando edições específicas sobre cada modelo no programa CAD.

Com os biomodelos 3D do tumor cerebral, crânio e pele do paciente reconstruídos e exportados individualmente em formato STL, inicia-se a fase de projeto.

2 Projeto em *software* CAD

A fase de projeto em *software* CAD consiste em importar os biomodelos 3D, editá-los conforme as necessidades do projeto e exportar as geometrias no formato apropriado.

2.1 Importação do biomodelo 3D em *software* CAD

Ao abrir o programa FreeCAD 0.11, é necessário importar os biomodelos gerados no Invesalius 3.0 a partir dos comandos “*Open – Import*”. Por meio da janela de importação de arquivos, pode-se selecionar os três biomodelos simultaneamente utilizando a tecla CTRL e confirmá-los pelo botão “OK”.

As geometrias importadas são listadas na “árvore” de projetos do programa, onde os biomodelos serão selecionados para edição (Figura 86).

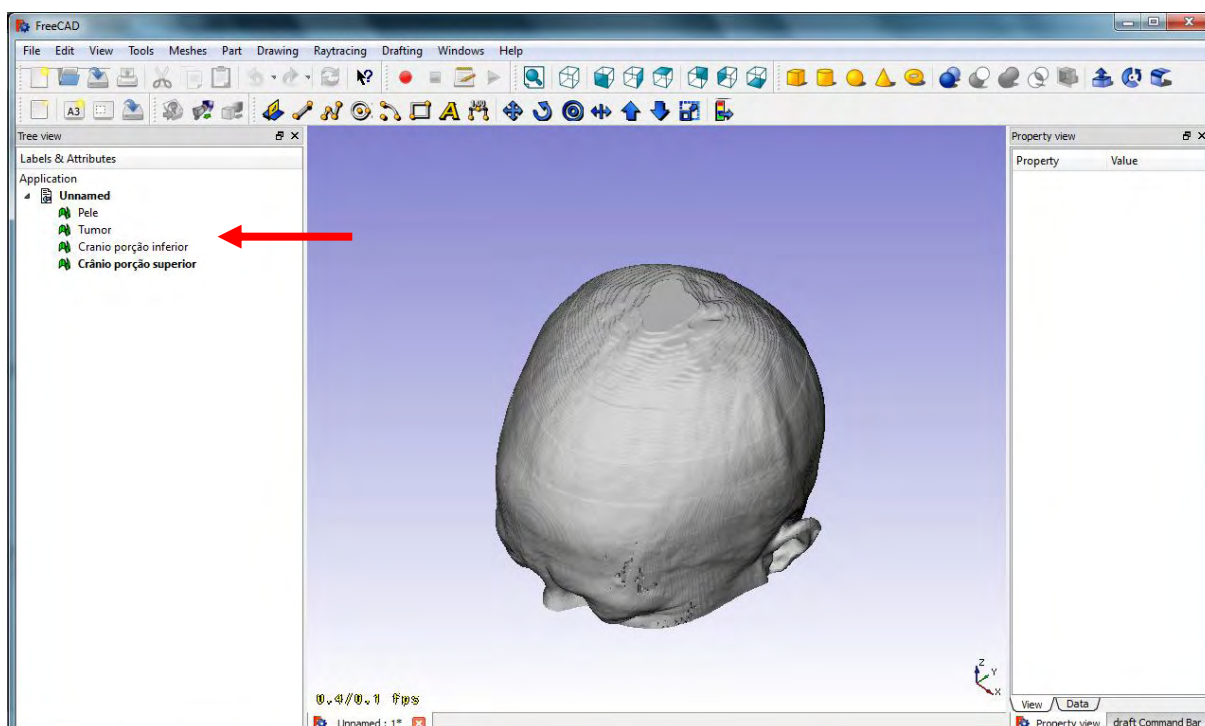


Figura 86 – Importação das superfícies 3D e visualização da árvore de projetos.

2.2 Análise e correção da malha geométrica

Ao abrir a geometria, o FreeCAD 0.11 realiza uma análise da qualidade da superfície importada e as imperfeições encontradas em sua estrutura são indicadas ao usuário através do relatório de erros. No entanto, no ato da importação, o programa só realiza um diagnóstico da malha, não corrigindo-a automaticamente.

Para correção, é necessário aplicar a ferramenta “*Meshes – Analyze – Evaluate & Repair*” sobre o biomodelo selecionado. O programa efetuará a análise da malha em busca de faces e pontos degenerados ou duplicados, intersecções entre outros aspectos (Figura 87).

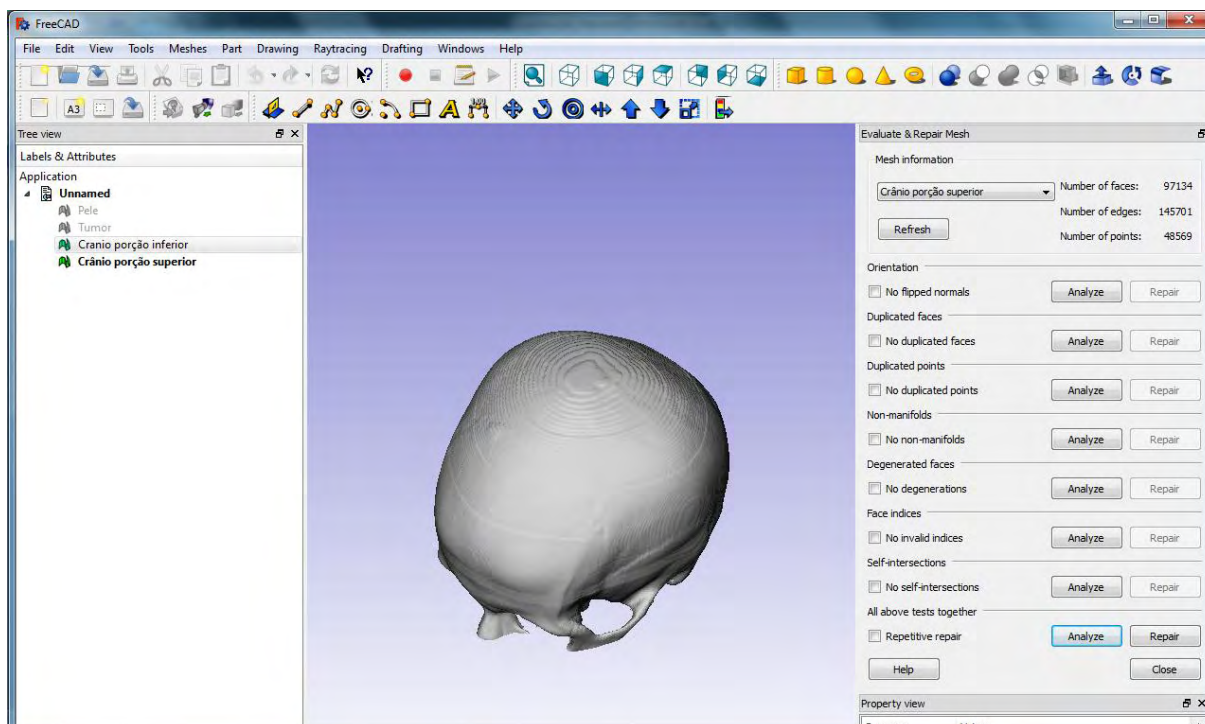


Figura 87 – Análise e correção da malha da superfície 3D.

Após a análise, o programa sugere a correção automática de determinados erros através do comando “*Repair*” presente na janela “*Evaluate & Repair Mesh*”, eliminando-se as imperfeições da malha.

2.3 Conversão da malha em sólido

Pelo fato dos modelos terem sido importados sob o formato STL, os mesmos apresentam-se como superfície de malhas. Para torná-los entidades CAD, é necessário converter as geometrias para estrutura sólida.

Este procedimento de conversão ocorre selecionando o biomodelo na árvore de projetos e submetendo a geometria ao comando “*Part – Create shape from mesh*” (Figura 88).

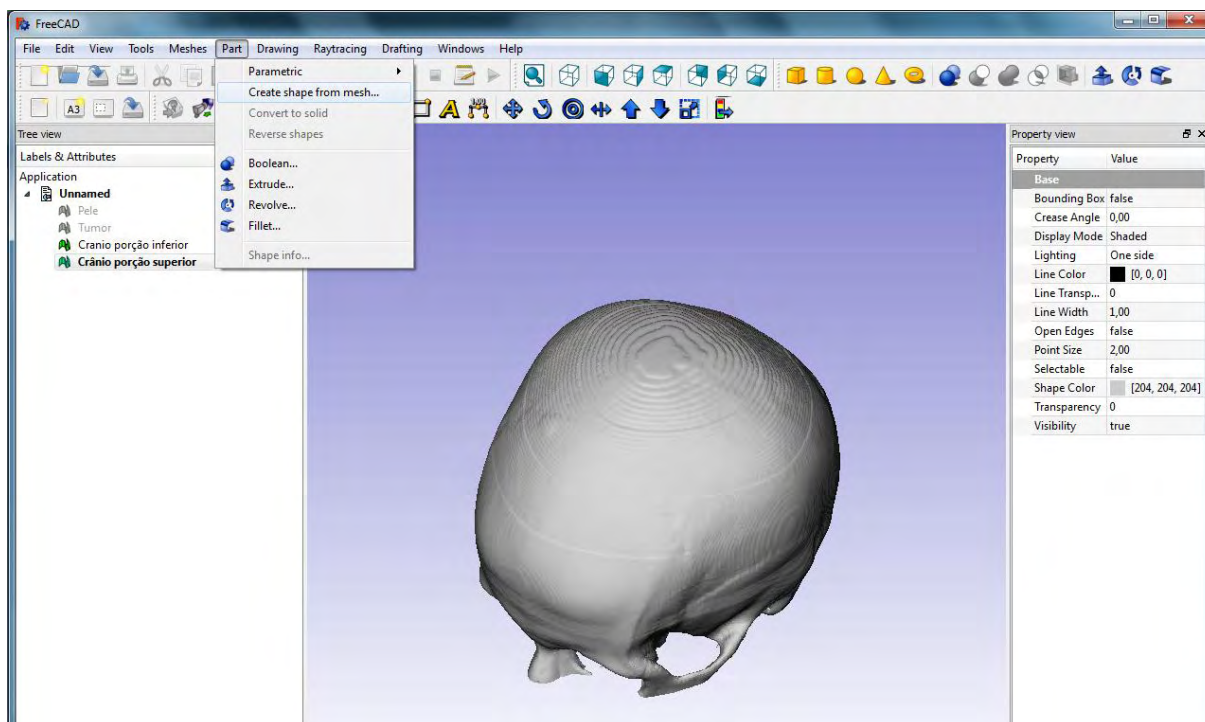


Figura 88 – Conversão da superfície de malha em sólido.

O programa converterá a superfície de malha em um formato intermediário *shape* para em seguida, aplicar o comando “*Convert to solid*”. Somente após a execução desta sequência é que a geometria se tornará um sólido.

No exemplo apresentado, como somente uma parte do crânio será submetida ao processo de craniotomia, a superfície que representa a porção superior do crânio será convertida para sólido para posteriormente aplicar operação booleana sobre a mesma.

2.4 Edição do biomodelo 3D

O planejamento cirúrgico deste exemplo consiste em avaliar o melhor acesso ao tumor e a partir deste, realizar uma abertura no crânio como simulação de craniotomia. Para isso, o biomodelo que representa a porção superior do crânio foi convertida à sólido para realizar esta operação.

Segundo indicação do cirurgião, uma janela de aproximadamente 40x40 mm deve ser aberta diretamente acima do tumor. Assim, uma geometria com estas dimensões deve ser desenhada. Um cubo pode satisfazer estas medidas.

O cubo pode ser obtido aplicando o comando “*Part – Parametric*” e suas dimensões foram definidas na janela de propriedades, na guia de dados “*Data*” (Figura 89).

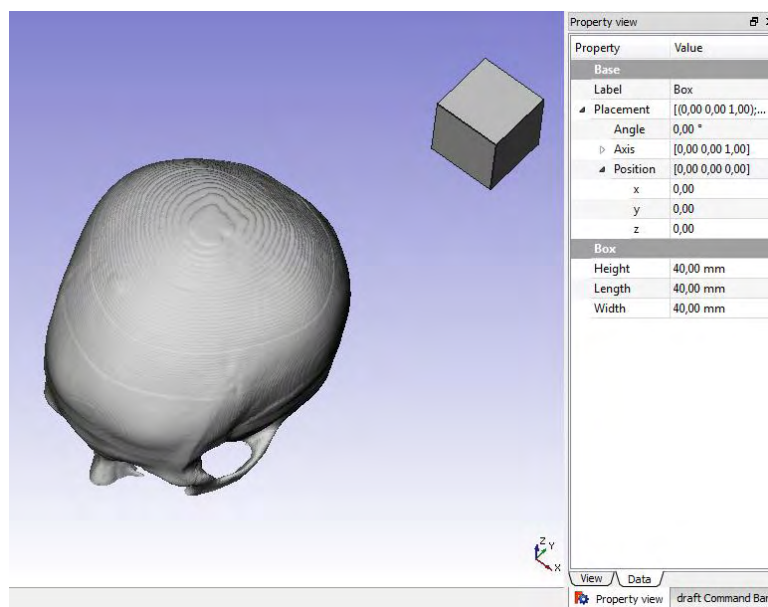


Figura 89 – Definição das medidas e localização do cubo.

A princípio, o cubo está localizado na origem do espaço e dessa forma, distante do biomodelo. Utilizando a janela de propriedades, deve-se posicionar o cubo sobre o local exato onde deseja-se realizar a craniotomia. Na Figura 90, o cubo foi disposto logo acima do tumor para determinar o local da craniotomia. Sua cor foi alterada para facilitar a visualização das estruturas.

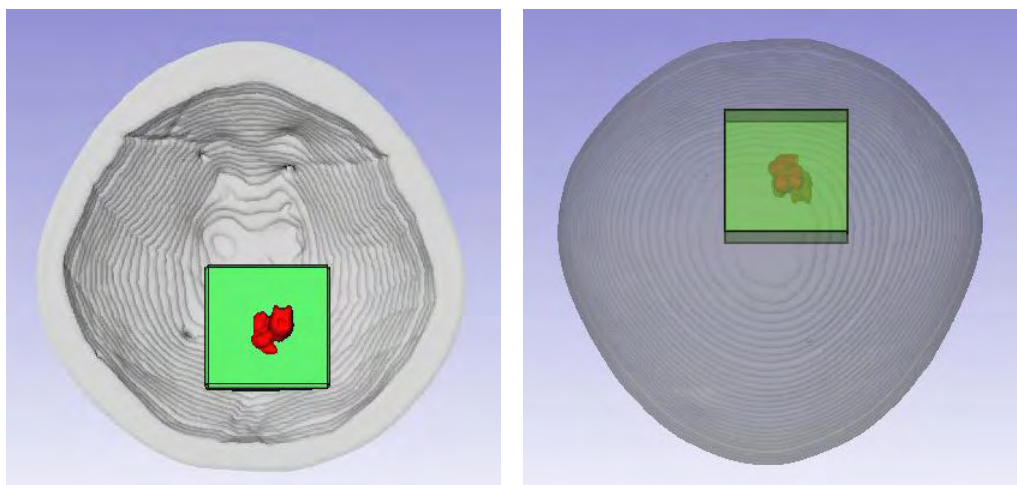


Figura 90 – Identificação do melhor acesso ao tumor.

Definido o local para realizar a craniotomia, foi realizada uma operação booleana de subtração entre o cubo e a porção superior do crânio através dos comandos “*Part – Boolean*”. Para que o crânio seja cortado pelo cubo, deve-se definir a porção superior do crânio como primeira geometria e o cubo como a segunda (Figura 91).

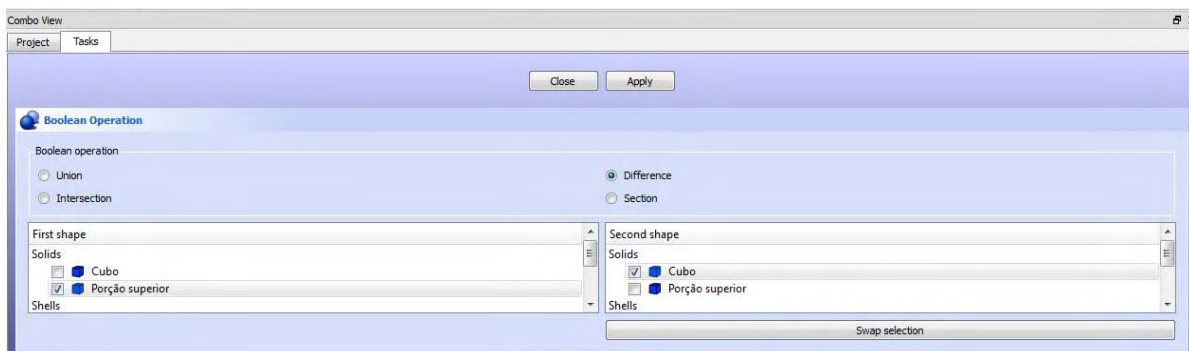


Figura 91 – Operação booleana entre a porção superior do crânio e o cubo para craniotomia.

O resultado da operação booleana é apresentado na Figura 92.

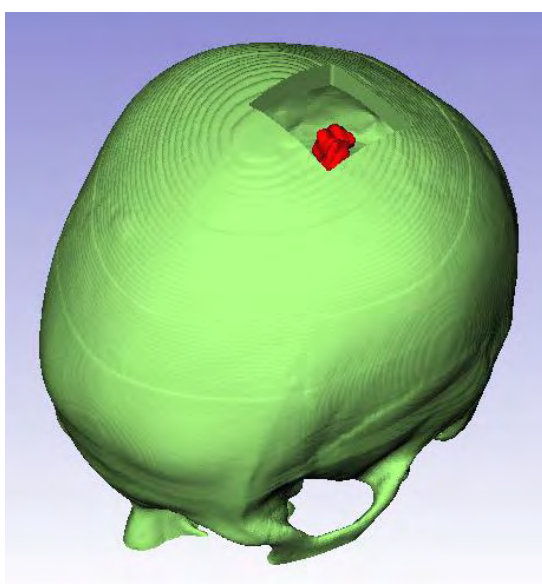


Figura 92 – Simulação de craniotomia para acesso ao tumor.

Para gerar o biomodelo que será utilizado como prótese para fechamento do crânio, foi necessário realizar um procedimento semelhante à craniotomia, só que neste caso, as geometrias do crânio e cubo tiveram seus papéis invertidos na operação booleana. O cubo foi indicado como primeira geometria e a porção superior como a

segunda. O resultado é um cubo que foi cortado pelo contorno do crânio e que será utilizado como molde para confecção da prótese (Figura 93).

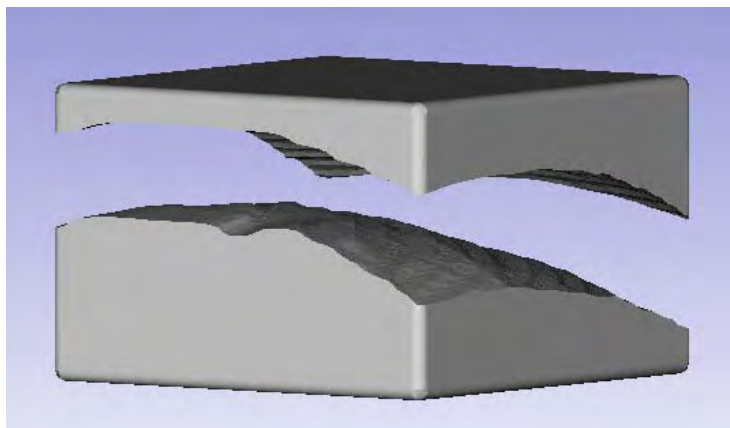


Figura 93 – Processo de obtenção da prótese para craniotomia.

Um novo cubo com as mesmas dimensões daquele utilizado para realização da craniotomia foi sobreposto à geometria apresentada na Figura 93 e uma nova operação booleana foi aplicada entre estas duas estruturas, gerando a prótese (Figura 94).

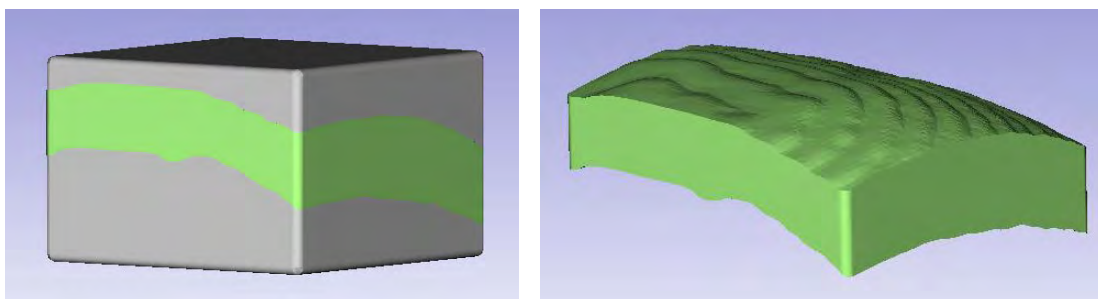


Figura 94 – Obtenção da prótese para craniotomia através de molde.

Para finalizar, os biomodelos da porção superior com a janela óssea e média/inferior do crânio foram ligados novamente por meio da operação booleana de união (Figura 95).

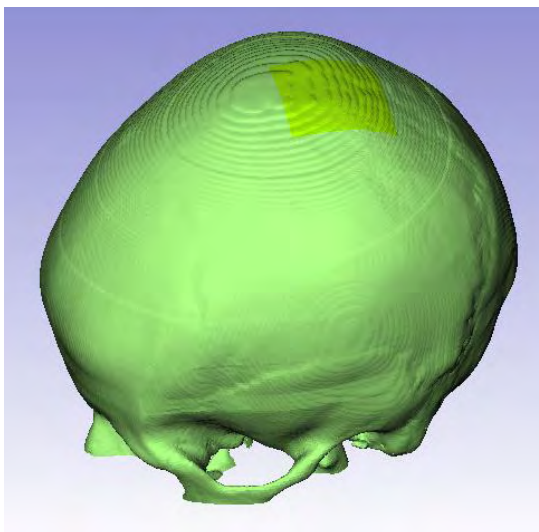


Figura 95 – Fechamento do crânio.

2.5 Exportação do biomodelo 3D em formato STL

Os biomodelos do crânio completo com a janela óssea e a prótese foram exportados em formato STL e IGS para disponibilização para máquina de prototipagem rápida ou outros *softwares* CAD.