

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

Inspeção por digitalização em aplicações de prototipagem rápida na medicina

**Autora: Cristiane Brasil Lima Ulbrich
Orientador: Helder Anibal Hermini**

01/2007

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

Inspeção por digitalização em aplicações de prototipagem rápida na medicina

**Autora: Cristiane Brasil Lima Ulbrich
Orientador: Helder Anibal Hermini**

**Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Projetos Mecânicos**

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

Campinas, 2007
S.P. – Brasil

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

UL1i Ulbrich, Cristiane Brasil Lima
Inspeção por digitalização em aplicações de prototipagem
rápida na medicina / Cristiane Brasil Lima Ulbrich.--Campinas,
SP: [s.n.], 2007.

Orientador: Helder Anibal Hermini
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Prototipagem rápida. 2. Bioengenharia. 3. Imagem
tridimensional. 4. Diagnostico por imagem. 5. Prótese. 6.
Engenharia reversa. 7. Prototipagem rápida. I. Hermini,
Helder Anibal. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Titulo em Inglês: Scanner inspection in rapid prototyping application to medicine

Palavras-chave em Inglês: Rapid prototyping, Biomodeling, Scanner, Surgical
planning

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Titulação: Doutora em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, Antonio Batocchio,
Alberto Cliquet Junior, Reginaldo Teixeira Coelho

Data da defesa: 25/07/2007

Programa de Pós-Graduação: <http://www.prpg.unicamp.br/>

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

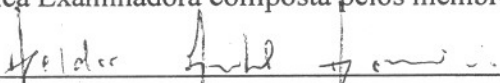
TESE DE DOUTORADO

**Inspeção por digitalização em aplicações de
prototipagem rápida na medicina**

Autora: Cristiane Brasil Lima Ulbrich

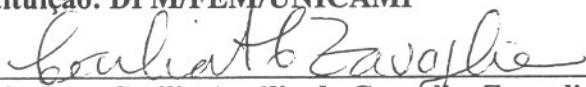
Orientador: Helder Anibal Hermini

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Tese:



Prof. Dr. Helder Anibal Hermini

Instituição: DPM/FEM/UNICAMP



Profa. Dra. Cecilia Amélia de Carvalho Zavaglia

Instituição: DEMA/FEM/UNICAMP



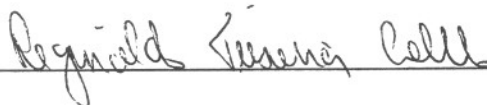
Prof. Dr. Antonio Batocchio

Instituição: DEF/FEM/UNICAMP



Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Instituição: USP/São Carlos



Prof. Dr. Reginaldo Teixeira Coelho

Instituição: USP/São Carlos

Campinas, 25 de julho de 2007

Dedicatória

Aos meus pais, José e Zulmira, como um fruto da educação que me deram.

Ao meu filho, Leonardo, como uma semente para o seu futuro.

Ao meu marido, Flavio, com o qual vivo o presente, construindo assim nosso futuro.

Agradecimentos

Este trabalho não poderia existir sem a ajuda e o incentivo de pessoas muito especiais, as quais deixo aqui meu sincero agradecimento:

Ao Prof. Dr. Helder Anibal Hermini, meu orientador e amigo, pela sua dedicação, orientação e compreensão em permitir que eu conciliasse as duas motivações profissionais da minha vida: o estudo e o trabalho.

Aos meus pais, José e Zulmira, pelo amor e dedicação. Sem eles, não saberia o que é a felicidade e o valor que a educação tem para construir um futuro melhor.

Ao meu marido Flavio Ulbrich, por sempre acreditar que eu seria capaz de conquistar os meus sonhos.

Ao meu filho, Leonardo Brasil Ulbrich, como incentivo ao seu futuro e agradecimento sincero pela sua compreensão durante este trabalho.

As minhas duas famílias, Brasil e Ulbrich, que me proporcionaram tantas alegrias nos momentos difíceis.

A BCS Tecnologia, fruto do sonho de três empreendedores: Cristiane, Flavio e Rogério, que hoje é nosso projeto de vida, buscando desenvolver produtos e serviços para melhorar a qualidade de vida das pessoas.

A Incamp, incubadora de empresas da Unicamp, representada pelos amigos Davi Sales e Roberto A. Lotufo, pela colaboração no desenvolvimento de nossa empresa.

A Straplan, em especial ao consultor e amigo Rodolfo Baccarelli, pela trabalho desenvolvido com a BCS Tecnologia, buscando nos mostrar que somos os verdadeiros responsáveis pelo futuro de nossa empresa.

Aos professores e colaboradores do Departamento de Engenharia de Materiais, Cecilia Amélia de Carvalho Zavaglia, Rita Helena Buso Jacon e Carmo Pelliciari de Lima pela sua colaboração neste trabalho de pesquisa.

Ao professor e amigo Dr. Geraldo Nonato Telles, por continuar colaborando com este trabalho.

Ao Prof. Dr. Samuel Porfírio Xavier do departamento de cirurgia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pela colaboração no desenvolvimento de nossa empresa.

A Seacam, representada pelos sócios Agnaldo Cavalcanti, Cláudio Winter, Alexandre Magdalon, os amigos: Fernando Tachikawa, Maria Thereza Sampaio, Francisco Carlos Urbano, José Carlos Olivetto, Oscar Vasso, Daniel Feitosa, Felipe e Danilo, companheiros de trabalho por tantos anos, que disponibilizaram tempo e tecnologia para este desenvolvimento.

Ao grande amigo Renato Gasparetto, pela colaboração técnica e dedicação, como uma forma de reconhecimento do seu trabalho e incentivo para seu futuro.

A Spatium, em particular, ao amigo Emilio Cavalcanti, pela colaboração com as digitalizações deste trabalho.

Ao CenPRA, representado pelos amigos, Jorge Vicente Lopes Silva, Izaque Maia, Fátima Gouveia, Airton Moreira da Silva, Marcelo Fernandes de Oliveira, Lázaro e Ailton Santa Bárbara, companheiros de discussão e pesquisa.

Ao Museu Nacional da Universidade do Rio de Janeiro, representado pela figura do sr. Sergio Alex Kugland de Azevedo, pelas informações utilizadas em um dos estudos de caso.

A Deus, por me oferecer à oportunidade e a capacidade de realizar este trabalho, minha humilde forma de ajudar a cuidar do mundo.

“Deus deu ao homem o desejo incessante do melhor, e é esse desejo que o impele à procura de meios de melhorar sua posição, que o conduz às descobertas, às invenções, ao aperfeiçoamento da ciência, porque é a ciência que lhe proporciona o que lhe falta. Através das suas pesquisas, sua inteligência aumenta, sua moral se depura; às necessidades do corpo sucedem às necessidades do espírito; após o alimento material, é preciso o alimento espiritual, e é assim que o homem passa da selvageria à civilização.”

Allan Kardec

Resumo

ULBRICH, Cristiane Brasil Lima, *O uso de tecnologias de prototipagem rápida e inspeção por digitalização em aplicações médicas para planejamento cirúrgico*, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2007. 270 p. Tese (Doutorado)

A Prototipagem Rápida (PR) é uma tecnologia da engenharia mecânica que tem sido utilizada para produzir protótipos físicos, conhecidos como biomodelos para auxiliar o planejamento cirúrgico, onde as informações da anatomia são obtidas através de exames de imagem, como a Tomografia Computadorizada (TC). A tecnologia de digitalização tem como principal finalidade a captura de coordenadas de pontos da superfície de um modelo. Estas coordenadas resultam em uma nuvem de pontos que possibilita uma inspeção tridimensional pela comparação entre modelos. O presente trabalho analisou as diferenças tridimensionais em três estudos de caso. A metodologia empregada foi dividida em quatro etapas de trabalho: a aquisição de imagens por Tomografia Computadorizada (TC); a segmentação das imagens dando origem aos modelos virtuais (utilizando três softwares InVesalius, Analyze, ScanIP); a confecção dos protótipos (utilizando três equipamentos de prototipagem: sendo um de SLS, e dois de 3DP com suas respectivas matérias-primas) e a comparação entre modelos virtuais e físicos (utilizando dois equipamentos de digitalização: ModelMaker e Orcus e quatro softwares de comparação: CopyCAD, Kube, Geomagic e Accurex). Os modelos foram comparados aos pares, sendo os resultados apresentados em forma de mapas de cores com as diferenças tridimensionais encontradas. A partir da metodologia empregada e dos resultados obtidos, foi observado que o processo de fabricação de biomodelos é viável. A comparação de cada etapa de trabalho permite validar a geometria obtida para então passar a etapa seguinte. A introdução do procedimento de inspeção dos biomodelos por métodos de comparação traz mais confiabilidade para o processo. Demonstra-se assim que os biomodelos auxiliam no planejamento cirúrgico, contribuindo para a redução do tempo de cirurgia, risco de infecção, além do potencial de redução de custos para o sistema público e privado de saúde.

Palavras Chave: Prototipagem rápida, biomodelos, digitalização, planejamento cirúrgico

Abstract

ULBRICH, Cristiane Brasil Lima, *The use of technologies as Rapid Prototyping and Scanner Inspection in Surgical Planning to Medical Application*, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2007. 270 p. Tese (Doutorado)

Rapid Prototyping (RP) is a technology from mechanical engineering, using to produce physical prototypes called biomodel that could be use to planning surgical. Computer Tomography (CT) provides image data from that propose. Scanning technology would use to capture 3D coordinates in a model. These coordinates result in a cloud of points that could be use to compare models by three-dimensional inspect. The present resource was analyzing the three-dimensional differences in three cases studies. The methodology used was divided in four steps: data image acquisition using Computer Tomography (CT); image segmentation to create virtual model (three software was used InVesalius, Analyze, ScanIP); prototype construction (using three kinds of rapid prototype equipments: one of SLS and two of 3DP with the respective materials) and a compare of virtual model with physical model (using two digitalize equipments: ModelMaker and Orcus) and four compare software: (CopyCAD, Kube, Geomagic e Accurex). Models were compared in pars and, the results were showed using colours maps to illustrate three-dimensional errors found. The results of this resource confirm that biomodel fabrication process is feasible. Compares were made in each step to check the geometry created, until go to the next step. The introduce of inspection biomodel in the process using compare methods turn it more trustful. Thus, it was demonstrate that biomodels could help surgical plan, and they could in fact, contribute to reduce costs, surgical times and infection risks in health care system.

Key Words

Rapid Prototyping, Biomodeling, Scanner, Surgical Planning

Índice

Lista de Figuras	xxii
Lista de Tabelas	xxix
Abreviações	xxxix
Capítulo 1	1
Introdução.....	1
1.1 O uso da prototipagem rápida na medicina.....	1
1.2 Motivação do trabalho.....	3
1.2.1 Estudo de mercado e fatores de custo visando à melhoria do processo	3
1.2.1.1 Mercado de prototipagem rápida.....	4
1.2.1.2 Oportunidades e soluções encontradas.....	14
1.2.1.3 Identificação das melhorias propostas para o processo.....	15
1.2.1.4 Apresentação dos fatores de custo envolvidos no processo	18
1.3 Objetivos da pesquisa.....	20
1.4 Estrutura deste trabalho	21
Capítulo 2	23
O uso da prototipagem rápida e digitalização no planejamento cirúrgico	23
2.1 Conceituação	23
2.1.1 Planejamento cirúrgico.....	24
2.1.2 Biomodelos.....	25

2.1.2.1 Etapas do processo de obtenção do biomodelo	25
2.1.3 Protótipo virtual.....	26
2.2 A diversidade de aplicações na área médica	27
2.2.1 Aplicações em próteses	28
2.2.2 Aplicações em vias aéreas.....	30
2.2.3 Aplicações em máscaras de tratamento de câncer	31
2.2.4 Aplicações em modelos auriculares	33
2.2.5 Aplicações em modelos de fêmur	34
2.2.6 Aplicações em modelos de braço	37
2.2.7 Aplicações em modelos odontológicos	38
2.2.8 Aplicações de modelos na região cranial	41
2.2.9 Aplicações de modelos na veterinária.....	42
Capítulo 3	43
Obtenção de dados a partir de tomografia computadorizada	43
3.1 Princípios da reconstrução tomográfica	44
3.2.1 Tomografia Planar.....	47
3.2.2 Tomografia helicoidal	47
3.3 As etapas da tomografia computadorizada.....	48
3.4 Formato DICOM	49
Capítulo 4	51
Segmentação de imagem e criação do modelo CAD	51
4.1 Métodos de segmentação de imagem.....	52
4.1.1 <i>Thresholding</i>	53
4.1.2 Região de crescimento	53

4.1.3 Classificadores	54
4.1.4 <i>Clustering</i>	54
4.1.5 Modelo de campo randomizado de Markov (MRF).....	54
4.2 Ferramentas de manipulação biomédicas.....	55
4.2.1 Suavização.....	55
4.2.2 Escala	55
4.2.3 Preenchimento	56
4.2.4 Cortes e medições.....	57
4.3 Software de imagens médicas	57
4.3.1 InVesalius.....	57
4.3.2 Analyze.....	57
4.3.3 ScanIP.....	58
4.3.4 Mimics.....	58
4.3.5 SolidView	58
4.3.6 Magics	59
4.4 Criação do modelo tridimensional	59
4.4.1 Formação da imagem	60
4.4.2 Escala de Hounsfield.....	61
4.4.3 Conversão em STL.....	63
Capítulo 5	64
Confecção do biomodelo por prototipagem rápida	64
5.1 Conceituação	65
5.1.1 Conceito de prototipagem rápida	65
5.1.2 A prototipagem rápida como um processo de fabricação	65

5.1.3 Princípio da prototipagem rápida	66
5.1.4 História da prototipagem rápida	67
5.2 Tipos de prototipagem rápida.....	67
5.2.1 Estereolitografia (SL ou SLA)	70
5.2.2 Impressão a jato de tinta (IJP) – PolyJet da Objet.....	72
5.2.3 Impressão a jato de tinta (IJP) – InVision da 3D Systems	73
5.2.4 Modelagem por fusão e deposição (FDM) Stratasys	75
5.2.5 Manufatura Laminar de Objetos (LOM) Cubic Technology	77
5.2.6 Tecnologia com lâmina de papel (PLT) Kira.....	79
5.2.7 Impressão a jato de tinta (IJP) – Thermojet da 3D Systems	81
5.2.8 Impressão a jato de tinta (IJP) – Benchtop Solidscape	82
5.2.9 Sinterização seletiva a laser (SLS) 3D Systems.....	83
5.2.10 Sinterização seletiva a laser (SLS) Eosint EOS	85
5.2.11 Fabricação da forma final a laser (LENS) Optomec	87
5.2.12 Fundição por feixe de elétron (EBM) da Arcam.....	89
5.2.13 Deposição tridimensional de fibra (3DF).....	91
5.2.14 Fundição seletiva por <i>laser</i> (SLM) da MCP-HEK.....	91
5.2.15 Sinterização a <i>laser</i> direta em metal (DMLS).....	93
5.2.16 Deposição na fase de gás (GPD)	93
5.2.17 Formação espacial (SF).....	94
5.2.18 Eletroformação (ES).....	94
5.2.19 Solda tridimensional (3DW)	94
5.2.20 Manufatura por deposição de forma (SDM)	95
5.2.21 Polimerização térmica líquida (LTP)	97

5.2.22 Solidificação por interface de feixe (BIS).....	97
5.2.23 Cura sólida na base (SGC)	98
5.2.24 Solidificação por interface holográfica (HIS)	99
5.2.25 Jateamento por partículas (BPM)	99
5.2.26 Prototipagem por congelamento rápido (RFP).....	100
5.2.27 Impressão tridimensional (3DP) – ProMetal da Ex One Corporation	101
5.2.28 Impressão tridimensional (3DP) da Z Corporation	102
5.3 Processo da 3DP	106
5.3.1 História da 3DP	106
5.3.2 Formação do modelo em 3DP	108
5.3.2.1 Composição das camadas de impressão.....	109
5.3.2.2 Composição das linhas de impressão	110
5.3.3 Princípio de funcionamento do equipamento.....	112
5.3.4 O controle de distribuição e o controle operacional.....	112
5.3.4.1 Controle do equipamento	112
5.3.4.2 Controle de impressão das camadas.....	114
5.3.4.3 Esquema de um aparato de prototipagem rápida	116
5.3.4.4 Controle de pressão do cabeçote de impressão	117
5.3.5 Mecanismo de funcionamento	118
5.3.5.1 Funcionamento dos pistões	118
5.3.5.2 Rolo de distribuição	120
5.3.5.3 Lâmina raspadora	121
5.3.5.4 Distribuição do substrato.....	121
5.3.5.5 Compactação do substrato.....	123

5.3.5.6 Confinação do substrato	124
5.3.5.7 Cabeçote de impressão	125
5.4 Materiais envolvidos no processo 3DP	126
5.4.1 Tipos de materiais utilizados na impressora tridimensional	129
5.4.1.1 Substrato.....	131
5.4.1.2 Aglomerante	135
5.4.1.3 Infiltrante	138
5.4.2 Principais parâmetros do processo de 3DP	138
5.4.2.1 Reação do substrato.....	138
5.4.2.2 Capilaridade do processo	138
5.4.2.3 Energia cinética específica do aglomerante	140
5.4.2.4 Interação entre o aglomerante e o substrato	141
5.4.3 Formação da gota dos materiais	142
5.4.3.1 Granulação: mecanismos de crescimento dos grãos	142
5.4.3.2 Impacto das gotas	146
5.4.3.3 Formação de grãos	148
5.4.4 Perspectivas para os materiais em impressão tridimensional.....	150
5.4.5 Outras considerações sobre os materiais	152
5.5 Biomateriais e biocompatibilidade.....	155
5.5.1 Biomateriais e suportes porosos para engenharia de tecidos – <i>Scaffolds</i>	156
5.5.2 O uso de biomateriais em equipamentos de prototipagem rápida.....	156
5.6 Qualidade do biomodelo	157
5.6.1 Formação das linhas	157
5.6.2 Posicionamento	160

Capítulo 6	162
Inspeção do biomodelo por digitalização	162
6.1 Conceituação	163
6.2 Métodos de digitalização	163
6.2.1 Digitalização ponto-a-ponto	164
6.2.2 Digitalização por nuvem de pontos	164
6.3 Tipos de digitalização	164
6.3.1 <i>Time-of-Flight</i>	165
6.3.2 Digitalização por faixa de <i>laser</i> (Triangulação)	166
6.3.3 Fotogrametria ou <i>Area Based Systems</i> ou triangulação com duas câmeras	166
6.4 Exemplos de aplicação de digitalização em biomodelos	168
6.5 Definições de pontos de medição	171
Capítulo 7	173
Análise Experimental	173
7.1 Descrição da metodologia	173
7.1.1 Introdução	173
7.1.2 Metodologia aplicada	174
7.1.3 Recursos utilizados	175
7.1.3.1 Tomógrafo	175
7.1.3.2 <i>Softwares</i> de segmentação	176
7.1.3.3 Equipamento de Prototipagem Rápida e materiais	177
7.1.3.4 Equipamento de digitalização	178
7.1.3.5 <i>Softwares</i> para comparação de erros	179
7.1.3.6 Microscópio e metalizador	180

7.1.4 Comparações tridimensionais e mapa de medidas	180
7.2 Estudo de Caso I: Múmia	181
7.2.1 Introdução.....	181
7.2.2 Descrição da metodologia do Estudo de Caso I.....	183
7.2.3 Características dos protótipos.....	184
7.2.4 Obtenção de dados através de tomografia computadorizada	185
7.2.5 Segmentação de imagem e criação de modelo CAD	185
7.2.6 Comparações do Estudo de Caso I.....	186
7.3 Estudo de Caso II	201
7.3.1 Introdução.....	201
7.3.2 Descrição da metodologia do Estudo de Caso II.....	202
7.3.3 Obtenção de dados através de tomografia computadorizada	202
7.3.4 Segmentação de imagem e criação de modelo CAD	202
7.3.4.1 A Segmentação no <i>software</i> InVesalius	203
7.3.4.2 A Segmentação no <i>software</i> ScanIP.....	206
7.3.5 Comparações do Estudo de Caso II.....	206
7.4 Estudo de Caso III	217
Capítulo 8	221
Resultados e discussões.....	221
8.1 Discussões do Caso I.....	222
8.2 Discussões do Caso II	225
8.3 Discussões do Caso III	229
8.4 Discussões sobre a análise dos materiais	234
8.5 Confecção de protótipo em cores dos erros do processo.....	238

Capítulo 9	239
Conclusões	239
Sugestões de estudos futuros	242
Referências bibliográficas	244

Lista de Figuras

Figura 1.1 – Diagrama esquemático do estudo de mercados e custos visando à melhoria do processo	4
Figura 1.2 – O complexo industrial da saúde e seus inter-relacionamentos (Gadelha, 2002)	5
Figura 1.3 – Mercado Mundial de Prototipagem Rápida (Wohlers, 2005)	8
Figura 1.4 – Setores Industriais (PIT, 2007)	9
Figura 1.5 – Estimativa mundial de venda de protótipos (PIT, 2007)	10
Figura 1.6 – Cadeia Produtiva e de Comercialização do Setor de Equipamentos e Dispositivos Médicos, Materiais e Insumos para Laboratórios (Oliveira, 2002).....	13
Figura 1.7 – Ilustração do processo de produção de um protótipo. Os círculos com as letras de (A) a (E) representam os locais nos quais haverá melhoria do processo (PIT, 2007)	16
Figura 2.1 – Diagrama esquemático do uso de prototipagem rápida e digitalização no planejamento cirúrgico para conceituação desta pesquisa	23
Figura 2.2 – Planejamento Cirúrgico – Diagrama esquemático.....	24
Figura 2.3 – Processo para obtenção de biomodelos (adaptado de Meurer, 2002 e Lima, 2003)..	26
Figura 2.4 – Diagrama mostrando as aplicações de Prototipagem Virtual e Prototipagem Rápida na Área da Saúde com enfoque no processo direto de produção de implante metálico. (Ulbrich <i>et al.</i> 2006)	27
Figura 2.5 – Aplicações em próteses: (a) paciente transradial vestindo luva criada a partir da tecnologia de prototipagem por impressão tridimensional; (b) paciente transtibial vestindo meia criada com a mesma tecnologia e revestida resina de fibra de carbono reforçada (adaptado de Herbert, 2005).....	29
Figura 2.6 – Aplicações em próteses: Estágios de medição e retificação convencional (Ng, 2002)	30
Figura 2.7 – Aplicações em próteses: Ilustração de um sistema CAM para confecção de prótese: (a) tem-se uma vista do equipamento; (b) detalhe do bico aplicando material termoplástico aquecido; (c) e (d) modelo criado pelo sistema e (e) modelo sendo utilizado pelo paciente (adaptado de Ng, 2002)	30
Figura 2.8 – Aplicações em vias aéreas: (a) secções de traquéias e (b) modelo completo em prototipagem (Clinkenbeard, 2002)	31
Figura 2.9 – Aplicações em máscaras de tratamento de câncer : Modelo em prototipagem rápida e máscara com <i>spray</i> de metal (Beer, 2005)	32
Figura 2.10 – Aplicações em modelos auriculares: <i>Scaffold</i> poroso de PLGA85/15 em forma de orelha (Wu, 2005)	33
Figura 2.11 – Aplicações em modelos de fêmur: (a) exemplo de imagens médicas a partir de CT da região do fêmur; (b) reconstrução de superfície tridimensional; (c) modelo	

tridimensional do osso segmentado; (d) modelo em prototipagem rápida de cabeça do fêmur e estrutura <i>scaffold</i> do osso segmentado (Cheah <i>et al</i> , 2004).....	34
Figura 2.12 – Aplicações em modelos de fêmur: (a) superfície aproximada e modelo STL; (b) <i>design</i> regular da textura no modelo; (c) projeção da textura (d) exemplo de textura superficial em um implante ortopédico (adaptado de Sachs, 2000).....	37
Figura 2.13 – Aplicações em modelos de braço: (a) implante em titânio e geometria original em prototipagem rápida; (b) implante em titânio inserido em modelo de osso residual e (c) raio-X do implante interno no braço do paciente (Truscott <i>et al.</i> , 2006)	38
Figura 2.14 – Aplicações em modelos odontológicos: (a) e (b) vistas da estrutura em modelo de paciente, (c) estrutura de RPD em modelo CAD e (d) modelo físico final (adaptado de Bibb <i>et al.</i> , 2006)	39
Figura 2.15 – Aplicações em modelos odontológicos: (a) primeiro projeto do produto mostrando o conceito; (b) modelos impressos utilizado para criar a forma genérica do modelo; (c) aprimoramento da geometria para facilitar as requisições dos equipamentos de anestesia e (d) modelo funcional em uso (adaptado de Booysen, 2006).....	40
Figura 2.16 – Aplicações em modelos odontológicos: (a) preparo dos blocos ósseos; (b) ajuste no biomodelo; (c) fixação no paciente; (d) resultado final (Zandoná, 2003 e Foggiano, 2006).....	40
Figura 2.17 – Aplicações de modelos na região cranial: (a) visualização do hematoma no lado esquerdo; (b) vista posterior do mesmo modelo em 3D; (c) simulação assistida por computador do transcortical e (d) outra simulação sendo esta suboccipital (adaptado de Nakajima, 2005)	41
Figura 2.18 – Aplicações de modelos na região cranial: (a) gêmeas unidas pela cabeça; (b) biomodelo em estereolitografia (c) definição do plano de corte; (d) gêmeas após separação (Foggiano, 2006)	42
Figura 2.19 – Aplicações de modelos na veterinária: Imagens radiográficas de experimentos com <i>scaffolds</i> : (a) reparo do osso radio de um coelho logo após a cirurgia; (b) mesmo animal 12 semanas depois; (c) reparo do osso radio de um cão logo após a cirurgia e (d) mesmo animal 24 semanas depois (adaptado de Xiong, 2005)	42
Figura 3.1 – Tomografia computadorizada – diagrama esquemático	43
Figura 3.2 – Formação da imagem da Tomografia Computadorizada (Santa Bárbara, 2006)	45
Figura 3.3 – (a) Projeção plana do perfil de absorção em radiografia convencional e (b) Radiografia estereoscopia esquemática (Costa, 2007).....	45
Figura 4.1 – Segmentação de imagem – Diagrama esquemático.....	51
Figura 4.2 – Exemplo de matriz (Quessada, 2001)	60
Figura 4.3 – Escala de Hounsfield (Santa Barbara, 2001)	62
Figura 5.1– Prototipagem de biomodelos – Diagrama esquemático.....	64
Figura 5.2 – Tipos de prototipagem classificados pelo tipo de matéria-prima – Diagrama esquemático	68
Figura 5.3 – Diagrama esquemático de equipamento de estereolitografia (SL ou SLA): (a) representação segundo Volpato (2007) e (b) representação segundo Lima (2003) ..	70
Figura 5.4 – Diagrama esquemático da impressão a jato de tinta Polyjet (Objet, 2007)	73
Figura 5.5 – Diagrama esquemático da impressão a jato de tinta InVision (Volpato, 2007)	74

Figura 5.6 – Diagrama esquemático do processo FDM: (a) representação por Volpato (2007) e (b) representação por Lima (2003)	76
Figura 5.7 – Diagrama esquemático do processo LOM (Lima, 2003).....	78
Figura 5.8 – Diagrama esquemático do processo PLT (Volpato, 2007)	80
Figura 5.9 – Diagrama esquemático do processo IJP Termojet (Volpato, 2007)	81
Figura 5.10 – Diagrama esquemático do processo IJP da Solidscape (Volpato, 2007).....	82
Figura 5.11 – Diagrama esquemático do processo SLS: (a) representação por Lima (2003) e (b) representação por Volpato (2007)	84
Figura 5.12 – Diagrama esquemático do processo SLS Eosint EOS (Volpato, 2007)	85
Figura 5.13 – Diagrama esquemático do funcionamento da tecnologia LENS: (a) representação por Lima (2003) e (b) representação por Volpato (2007)	88
Figura 5.14 – Esquema de funcionamento EBM (Arcam, 2006).....	90
Figura 5.15– Diagrama esquemático do processo SLM (Mcp-group, 2007).....	92
Figura 5.16 – Diagrama esquemático do processo GPD (Pizzolito, 2004).....	93
Figura 5.17– Diagrama esquemático do processo SDM (Pizzolito, 2004)	96
Figura 5.18 – Diagrama esquemático do processo BIS (Pizollito, 2004)	97
Figura 5.19 – Diagrama esquemático do processo SGC (Gorni, 2003).....	98
Figura 5.20 – Diagrama esquemático do processo BPM (Pizollito, 2004)	100
Figura 5.21 – Diagrama esquemático do processo 3DP da Prometal (Volpato, 2007).....	102
Figura 5.22 – Diagrama esquemático do processo 3DP da Z Corporation (adaptado de Volpato, 2007 e Zcorp, 2006)	103
Figura 5.23 – Ilustração de patente de impressora tridimensional (3DP) (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994).....	108
Figura 5.24 – Ilustração de patente dos diferentes estágios da impressora tridimensional (3DP) (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)	109
Figura 5.25 – Ilustração de patente da formação de modelo em impressão tridimensional (3DP) (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)	109
Figura 5.26 – Ilustração de patente exemplificando o modelo 3D, as camadas 2D e os segmentos de linha 1D (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994).....	110
Figura 5.27 – Ilustração da formação da linha (Lima, 2003).....	111
Figura 5.28 – As duas imagens superiores mostram a superfície de uma linha de substrato de alumina com esferas de 20 microns e as imagens inferiores mostram o momento do impacto da gota de aglomerante (Lanzetta e Sachs, 2003)	111
Figura 5.29 – Equipamento de prototipagem rápida (Zcorp, 2007).....	112
Figura 5.30 – Ilustração de patente do bloco de diagrama de um exemplo de que pode ser utilizado na invenção (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994) ...	113
Figura 5.31 – Ilustração de patente de um exemplo de fluxograma do sistema que pode ser utilizado na invenção (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994) ...	115
Figura 5.32 – Diagrama esquemático de um aparato de prototipagem rápida (adaptado da patente US 6.375.874 de Russell et al, 2002)	116
Figura 5.33 – Bloco de diagrama esquemático do sistema de controle de pressão do cartucho de impressão (adaptado da patente US 6.375.874 de Russell et al, 2002).....	118
Figura 5.34 – Ilustração de patente que mostra os estágios dos pistões em conjunto com a distribuição de substrato de acordo com a invenção (patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995).....	119
Figura 5.35 – Ilustração de patente do pistão flutuante utilizando em impressão tridimensional (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)	120

Figura 5.36 – Ilustração de patente referente ao rolo de distribuição do substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995).....	121
Figura 5.37 – Ilustração de patente de equipamento para alisar camada de substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995).....	121
Figura 5.38 – Ilustração de patente da distribuição do substrato em impressão tridimensional (3DP) por vibração ou energia acústica (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994).....	122
Figura 5.39 – Ilustração de patente do cilindro para distribuição do substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)	123
Figura 5.40 – Ilustração de patente referente a distribuição e compactação da camada de substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)	123
Figura 5.41 – Ilustração de patente do método de confinamento de substrato durante a impressão (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)	124
Figura 5.42 – Ilustração esquemática de um exemplo de cabeçote de impressão por jato contínuo liga/desliga (adaptado da patente US 5.807.437 de Sachs et al, 1998)	125
Figura 5.43 – Ilustração esquemática do material para formar o modelo: (A) primeira camada de uma mistura em particular da invenção em uma plataforma descendente; (B) cabeçote de impressão distribuindo o fluido ativo; (C) modelo final imerso no material não utilizado e (D) modelo final (adaptado da patente US 5.902.441 de Bredt e Anderson, 1999)	127
Figura 5.44 – Impacto do aglomerante no substrato e transformação em gel (patente US 5.851.465 de Bredt, 1999).....	136
Figura 5.45 – Esquema da formação de linha com DoD. Da esquerda para a direita, depois do impacto, a gota amplia engolfando o substrato. Uma gota é formada. Um processo iterativo inicia-se: penetração por capilaridade e contração/rearranjo da mistura de substrato-aglomerante alimentada por gotas sucessivas (Lanzetta, 2001c).	140
Figura 5.46 – Esquema geral dos parâmetros principais do processo de 3DP e gama dos valores disponíveis e testados com a tecnologia de DoD (adaptado de Lanzetta, 2001b). .	141
Figura 5.47 – Granulação: Mecanismos de crescimento dos grãos: (a) visão tradicional em 1970 e (b) visão atual segundo Dries (2004)	143
Figura 5.48 – Mecanismos de formação do núcleo: (a) mecanismo de distribuição e (b) mecanismo de imersão (Dries, 2004).....	144
Figura 5.49 – Mapa de regime de crescimento dos grãos (Dries, 2004).....	145
Figura 5.50 – Possíveis mecanismos de nucleação (Dries, 2004).....	146
Figura 5.51 – Diagrama esquemático de diferentes tipos de impacto da gota (Agland, 1999)....	148
Figura 5.52 – Alguns pontos do processo de aglomeração em um leito fluídico para baixa escala segundo Schaafsma (2000).....	149
Figura 5.53 – Densificação de um esqueleto de substrato metálico por fase líquida transiente de infiltração (a) diagrama de fase de equilíbrio genérica com a nomenclatura dos componentes do sistema TLI para uma temperatura de infiltração, T_i e (b) ilustração esquemática dos principais estágios da fase líquida transiente de infiltração (Sachs <i>et al.</i> 2004b)	150
Figura 5.54 – Melhoria da qualidade de processos de material metálico por dispersão de nanopartículas: (a) diagrama da fase pseudobinária para o 410 SS e (b) aplicação de nanoaglomerante (Sachs <i>et al.</i> , 2006)	151

Figura 5.55 – Infiltração em esqueleto de substrato metálico: (a) Diagrama de fase de equilíbrio de Silicône-níquel e (b) diagrama representando o conceito de infiltração homogênea (patente US 7.060.222 de Sachs et al, 2006).....	152
Figura 5.56 – Exemplo de biomaterial aplicado em equipamento de prototipagem rápida (adaptado da patente US 5.490.962 de Cima, 1996).....	157
Figura 5.57 – Fatores que influenciam a qualidade da formação das linhas (Lanzetta, 2001b) ..	158
Figura 5.58 – Influência do tamanho do grão na qualidade do protótipo (Lanzetta, 2001b)	159
Figura 5.59 – Formação das linhas: combinação entre grãos maiores e menores para melhor preenchimento da linha melhorando assim sua qualidade (Lanzetta, 2001b).....	159
Figura 5.60 – (a) Foto da estrutura da forma longa e irregular e forma granular do amido base do substrato ZP11 e (b) Foto da estrutura da forma da granulação do substrato à base de resina ZP100 (Yao, 2002)	160
Figura 5.61 – Exemplo de diversos posicionamentos do modelo no equipamento (Yao, 2002) .	161
Figura 6.1 – Diagrama esquemático da inspeção do biomodelo por digitalização	162
Figura 6.2 – Princípio de operação – <i>Time-of-Flight</i> (Boehler, 1999).....	165
Figura 6.3 – Digitalização por faixa de <i>laser</i> : (a) princípio de operação com triangulação por uma câmera (Boehler, 1999) e (b) princípio de operação de uma digitalização por faixa de <i>laser</i> (3DScanners, 2001)	166
Figura 6.4 – Fotogrametria: (a) projeção de padrões de franjas (GOM, 2003) e (b) princípio de operação com duas câmeras (Boehler, 2001).....	167
Figura 6.5 – Exemplo de imagens da análise de erros do modelo (Beer, 2007)	169
Figura 6.6 – Estudo de caso de antropologia biológica: (a), (d), (e) e (f) fotos do modelo analisado por Travis (2006) e (b) e (c) imagens dos protótipos em impressora tridimensional das comparações (apenas em duas cores, uma para cada modelo) .	170
Figura 6.7 – Pontos anatômicos para medidas lineares no complexo craniomaxilar (Silva, 2004)	171
Figura 7.1 – Desdobramento em tarefas da metodologia de trabalho	174
Figura 7.2 – Metodologia de trabalho desta pesquisa (análise de 3 estudos de casos, sendo a metodologia dividida em 4 etapas incluindo as tarefas relacionadas e seus desdobramentos).....	175
Figura 7.3 – Tela dos softwares InVesalius e ScanIP respectivamente	177
Figura 7.4 – Equipamentos de Prototipagem Rápida Z310, Z510 e SLS respectivamente	178
Figura 7.5 – Equipamentos de digitalização ModelMaker e Orcus respectivamente	178
Figura 7.6 – <i>Softwares</i> de comparação Kube (ModelMaker) e Geomagic respectivamente	179
Figura 7.7 – Proposta deste trabalho: medição tridimensional dos biomodelos por comparação	180
Figura 7.8 – Imagens do modelo da múmia “A Bela de Tebas”: (a) modelo em argila da reconstrução da face da múmia; (b) etapas da reconstrução (adaptado de JB Online, 2005); (c) (d) (e) imagens da tomografia computadorizada da face da múmia (cortesia CenPRA e Museu Nacional, 2007)	182
Figura 7.9 – Outro exemplo de aplicação das tecnologias de tomografia computadorizada e prototipagem para reprodução da múmia de Tutankamon: (a) modelo da reprodução da face; (b) pintura com a ilustração de Tutankamon; (c) esqueleto da múmia; (d) máscara de ouro de Tutakamon (adaptado de Siemens, 2007)	183
Figura 7.10 – Metodologia do Estudo de Caso I.....	184

Figura 7.11 – Imagens dos modelos virtuais da múmia obtidos nos <i>softwares</i> de segmentação Analyze e InVesalius (imagens cedidas pelo CenPRA).....	186
Figura 7.12 – Obtenção dos modelos virtuais e físicos – Caso I	186
Figura 7.13 – Reportagem sobre o estudo de caso FORP (Incamp, 2006)	201
Figura 7.14 – Desdobramento da metodologia do Estudo de Caso II.....	202
Figura 7.15 – Processo de segmentação no InVesalius: (a) seleção das séries, (b) visualização das camadas, (c) segmentação das imagens, (d) e (e) criação do modelo 3D virtual....	204
Figura 7.16 – Imagens do paciente obtidas por tomografia computadorizada.....	204
Figura 7.17 – Processo de Segmentação: conversão das imagens para modelo tridimensional através do controle de escala de tons de cinza	205
Figura 7.18 – Vistas do modelo 3D virtual para planejamento cirúrgico	205
Figura 7.19 – Vista do protótipo em escala natural.....	205
Figura 7.20 – Segmentação de imagem no software ScanIP	206
Figura 7.21 – Metodologia aplicada no Caso III.....	218
Figura 8.1 – Possível deformação tridimensional durante a construção do modelo 3D – Caso I	225
Figura 8.2 – Possível deformação tridimensional durante a construção do modelo 3D – Caso II	229
Figura 8.3 – Possível região com falhas (parede óssea muito fina, não sendo representada desde o modelo virtual dependendo dos parâmetros da tomografia e da segmentação de imagem).....	231
Figura 8.4 – Divergências na formação da parede: (a) modelo virtual gerado com menos tecido; (b) seta mostra a espessura da parede (muito fina); (c) protótipo físico confeccionado e (d) modelo virtual criado deixando mais tecido (inclusive tecidos da pele)	232
Figura 8.5 – Comparação pelo software Accurex: (a) modelo virtual com tecido da pele; (b) fatia posicionada; (c) fatia vista de frente; (d), (e) e (f) imagens do software Accurex indicando que no modelo virtual a parede não será formada (pois ao remover os tecidos essa região também será removida)	233
Figura 8.6 – Exemplo de um implante utilizando protótipo para planejamento cirúrgico (cortesia Dr. Samuel Xavier, Forp-Ribeirão Preto)	233
Figura 8.7 – Análise de materiais do Caso I – Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56	234
Figura 8.8 – Análise de materiais do Caso I – Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58	235
Figura 8.9 – Análise de materiais do Caso II – Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56.....	237
Figura 8.10 – Proposta para procedimento de planejamento cirúrgico: confecção de protótipo em cores com representação das variações dimensionais encontradas no processo	238
Figura 9.1 – Sugestões de estudos futuros	242

Lista de Tabelas

Tabela 1.1 – Pontos positivos e negativos para avaliação entre a aquisição de equipamento ou a terceirização de serviços.....	18
Tabela 1.2 – Fatores para a composição de custos relacionados ao equipamento de impressão tridimensional.....	19
Tabela 1.3 – Fatores para a composição de custos relacionados ao consumo de matéria-prima...	20
Tabela 3.1 – Evolução da tomografia computadorizada (adaptado de Santa Bárbara, 2006).....	46
Tabela 3.2 – Tipos de tomografia computadorizada (adaptado de Santa Bárbara, 2006).....	48
Tabela 3.3 – Etapas da tomografia computadorizada (adaptado de Santa Bárbara, 2006)	49
Tabela 3.4 – Protocolo DICOM (Santa Bárbara, 2006)	50
Tabela 5.1 – Tipos de prototipagem rápida indentificados nesta pesquisa	69
Tabela 5.2 – Composição Química Ti6Al4V (Arcam, 2006)	90
Tabela 5.3 – Tipos de materiais para impressoras tridimensionais Z Corporation (adaptado de ZCorp, 2007)	129
Tabela 5.4 – Exemplo de mistura particular e fluido para utilização em impressão tridimensional (adaptado da patente US 5.902.441 de Bredt e Anderson, 1999)	132
Tabela 5.5 – Composição química do aglomerante fabricado pela empresa Z Corporation (adaptado da patente US 5.851.465 de Bredt, 1999).....	135
Tabela 5.6 – Proporção dos componentes em soluções aquosas de um aglomerante caseiro (Aguiar, 2005)	137
Tabela 6.1 – Pontos anatômicos para medidas lineares no complexo craniomaxilar (Silva, 2004)	172
Tabela 7.1 – Parâmetros para aquisição da imagem tomográfica dos casos.....	176
Tabela 7.2 – Características dos protótipos do Estudo de Caso I – Múmia.....	185
Tabela 7.3 – Resumo das comparações do estudo de Caso I	187
Tabela 7.4 – Tabela de Comparações – Caso I.01	188
Tabela 7.5 – Tabela de Comparações – Caso I.02	189
Tabela 7.6 – Tabela de Comparações – Caso I.03	190
Tabela 7.7 – Tabela de Comparações – Caso I.04	191
Tabela 7.8 – Tabela de Comparações – Caso I.05	192
Tabela 7.9 – Tabela de Comparações – Caso I.06	193
Tabela 7.10 – Tabela de Comparações – Caso I.07	194
Tabela 7.11 – Tabela de Comparações – Caso I.08	195

Tabela 7.12 – Tabela de Comparações – Caso I.09	196
Tabela 7.13 – Tabela de Comparações – Caso I.10	197
Tabela 7.14 – Tabela de Comparações – Caso I.11	198
Tabela 7.15 – Tabela de Comparações – Caso I.12	199
Tabela 7.16 – Tabela de Comparações – Caso I.13	200
Tabela 7.17 – Características dos protótipos do Estudo de Caso II	203
Tabela 7.18 – Resumo das comparações do estudo de Caso II	207
Tabela 7.19 – Tabela de Comparações – Caso II.01	208
Tabela 7.20 – Tabela de Comparações – Caso II.02	209
Tabela 7.21 – Tabela de Comparações – Caso II.03	209
Tabela 7.22 – Tabela de Comparações – Caso II.04	210
Tabela 7.23 – Tabela de Comparações – Caso II.05	211
Tabela 7.24 – Tabela de Comparações – Caso II.06	212
Tabela 7.25 – Tabela de Comparações – Caso II.07	213
Tabela 7.26 – Tabela de Comparações – Caso II.08	214
Tabela 7.27 – Tabela de Comparações – Caso II.09	215
Tabela 7.28 – Tabela de Comparações – Caso II.10	216
Tabela 7.29 – Tabela de Comparações – Caso II.11	217
Tabela 7.30 – Comparações do estudo de Caso III	218
Tabela 7.31 – Tabela de Comparações – Caso III.01	219
Tabela 7.32 – Tabela de Comparações – Caso III.02	220
Tabela 7.33 – Tabela de Comparações – Caso III.03	220
Tabela 8.1 – Comparações visuais do Caso I	223
Tabela 8.2 – Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso I	224
Tabela 8.3 – Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso I	224
Tabela 8.4 – Erro médio (%) das comparações – Caso I	224
Tabela 8.5 – Erro médio (%) das digitalizações – Caso I	225
Tabela 8.6 – Erro máximo e mínimo (%) das comparações – Caso I	225
Tabela 8.7 – Comparações visuais do Caso II	227
Tabela 8.8 – Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso II	228
Tabela 8.9 – Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso II	228
Tabela 8.10 – Erro médio (%) dos protótipos físicos – Caso II	228
Tabela 8.11 – Erro médio (%) das digitalizações – Caso I	228
Tabela 8.12 – Erro máximo e mínimo (%) das comparações – Caso II	229
Tabela 8.13 – Comparações visuais do Caso III	230
Tabela 8.14 – Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso III	230
Tabela 8.15 – Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso III	231
Tabela 8.16 – Erro máximo e mínimo (%) das comparações – Caso III	231
Tabela 8.17 – Análise química do substrato ZP130	236
Tabela 9.1 – Erro médio encontrado nesta pesquisa	240

Abreviações

2D	bidimensional
3D	tridimensional
3DF	Three Dimensional Fiber Deposition (Deposição tridimensional de fibra)
3DP	Three Dimensional Printing (impressora tridimensional)
3DW	Three Dimensional Welding (Solda tridimensional)
ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno (Terpolímero)
BIS	Beam Interference Solific (Solidificação por interface de feixe)
BPM	Ballist Particle Manufacture (Jateamento por partículas)
CAD	Computer Aided Design (computador auxiliando o desenho)
CAE	Computer Aided Engineering (Computador auxiliando a engenharia)
CAM	Computer Aided Manufacture (Computador auxiliando a manufatura)
CAT	Computed Axial Tomography (tomografia computadorizada axial)
CCD	Charge Coupled Device (Dispositivo de carga acoplada)
CJ	Continuous Jet (jato contínuo)
CNC	Control Numeric Command (máquina de controle de comando numérico)
DICOM	Digital Imaging Communication (padrão de comunicação de dados de imagem médica digital)
DOD	Drop-On-Demand (gota-em-demanda)
DMLS	Direct Metal Laser Sintering (Sinterização a laser direta em metal)
EBM	Electron Beam Melting (Fundição por feixe de elétron)
ES	Electrosetting (Eletroformação)
FDM	Fused Deposition Modeling (modelagem por deposição de material fundido)
FOV	Field of view
GPD	Gas Phase Deposition (Deposição na fase de gás)
HIS	Holographic Interference Solidification (Solidificação por interface holográfica)
IJP	Ink Jet Printing (Impressão a jato de tinta)
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LENS	Laser Engineered Net Shaping (Fabricação da Forma Final a Laser)
LOM	Laminated Object Manufacturing (Manufatura de objetos em lâminas)
LTP	Liquid Thermal Polymerization (Polimerização térmica líquida)
MDP	Melting-point depressant (ponto de liga depressante)
MRF	Markov random field (modelo de campo randomizado de Markov)
PDLLA	poly(D,L-lactic acid))

PLGA	poly(D,L-lactic-co-glycolic acid)
PLT	Paper Lamination Technology (Tecnologia com lâmina de papel)
PR	Prototipagem rápida (Rapid Prototyping)
PU	Poliuretano
RFP	Rapid Freeze Prototyping (Prototipagem por congelamento rápido)
RPD	Removable Partial Denture (dentadura parcial removível)
SALD	Selective Area Laser Deposition
SALDVI	Selective Area Laser Deposition Vapour Infiltration
SDM	Shape Deposition Manufacturing (Manufatura por deposição de forma)
SF	Spatial Forming (Formação espacial)
SFF	Solid Free Form (fabricação de sólido de forma livre)
SGC	Solid Ground Curing (Cura sólida na base)
SLA	Stereolithography Apparatus (estereolitografia)
SLM	Selective Laser Melting (Fundição seletiva por laser)
SLRS	Selective Laser Reactive Sintering
SLS	Selective Laser Sintering (sinterização seletiva a <i>laser</i>)
STL	Standard Template Library ou STereoLithography (tipo de formato de arquivo)
TC	Tomografia computadorizada
TC3D	Tomografia computadorizada tridimensional
TE	Tissue Engineering (engenharia de tecido)
TLI	Transient liquid-phase infiltration (infiltração transiente da fase líquida)
UV	Ultravioleta

Capítulo 1

Introdução

1.1 O uso da prototipagem rápida na medicina

O uso de tecnologias é cada vez mais comum na área médica. Os modernos centros cirúrgicos, com salas onde é possível apresentar em todos os lugares do mundo uma cirurgia em tempo real, ou gravá-las eletronicamente são um exemplo de como o avanço da tecnologia tem propiciado uma verdadeira revolução nos procedimentos cirúrgicos.

A Prototipagem Rápida (PR) como tecnologia oriunda da engenharia vem propiciando diversos avanços na área médica, principalmente ao que diz respeito ao planejamento cirúrgico.

O uso da prototipagem rápida na medicina veio acrescentar, em uma época de desenvolvimento de tantas novas tecnologias, a possibilidade de se realizar o planejamento e a simulação cirúrgica utilizando-se um modelo físico tridimensional, bastante fiel à anatomia do paciente. Espera-se que essa nova tecnologia atue como uma evolução dos métodos de simulação em imagem virtual, contribuindo para melhorar o trabalho do cirurgião através de uma melhor compreensão e visualização da anatomia em patologias complexas de estruturas ósseas ou vasculares (**Prado, 2005**).

A prototipagem rápida é uma tecnologia que possibilita produzir modelos e protótipos diretamente a partir do modelo 3D (obtido por um sistema CAD, por digitalização ou por

tomografia computadorizada). Ao contrário dos processos de usinagem, que subtraem material da peça em bruto para se obter a peça desejada, os sistemas de prototipagem rápida geram a peça a partir da união gradativa de líquidos, pós ou folhas de papel. Camada por camada, a partir de seções transversais da peça obtidas a partir do modelo 3D, as máquinas de prototipagem rápida produzem peças em plásticos, madeira, cerâmica ou metais (**Carvalho**, 2007).

Na medicina, a prototipagem rápida vem auxiliando no planejamento cirúrgico e na confecção de próteses e implantes. A equipe médica precisa gerar o modelo virtual para depois confeccionar um protótipo. Com este modelo em mãos é possível analisar a anomalia de cada indivíduo (**Lima**, 2003).

A oportunidade identificada neste trabalho está relacionada com os procedimentos cirúrgicos requeridos no tratamento de diversas patologias – em especial daquelas que apresentam lesões craniofaciais – podem ser mais simples, baratos e eficientes com o uso das tecnologias de visualização e análise tridimensional de imagens médicas e de prototipagem rápida. Contudo, segundo **Santa Bárbara** (2006) para que os modelos virtuais e físicos possam ser utilizados de forma corrente nos serviços públicos de saúde brasileiros, faz-se necessário o desenvolvimento de processos e materiais de forma a tornar tecnologias como a prototipagem rápida uma ferramenta acessível à população.

A solução proposta é uma forma de tornar viável o uso da tecnologia de prototipagem rápida em procedimentos de planejamento cirúrgico, através do desenvolvimento e aprimoramento de serviços, materiais e equipamentos relacionados à tecnologia de impressão tridimensional. O planejamento cirúrgico com auxílio da prototipagem rápida permite que a equipe médica tenha em mãos um modelo físico para avaliar e até mesmo simular o procedimento cirúrgico antes de ser executado. Como resultado, as cirurgias poderão ser otimizadas, sendo executadas em tempos menores, com menos tempo de ocupação da sala cirúrgica, permitindo assim a redução de custos significativos nos hospitais e menor risco ao paciente. Sendo assim, esta solução pode proporcionar mais segurança e confiabilidade ao processo como um todo.

1.2 Motivação do trabalho

Podem-se destacar quatro motivações principais para este trabalho:

a) Propor melhorias no processo de aquisição de imagens médicas com o objetivo da confecção de protótipos para planejamento cirúrgico;

b) Contribuir com um trabalho de pesquisa para o desenvolvimento da empresa incubada Unicamp, BCS Tecnologia, que desde 2005 vem oferecendo ao mercado o serviço de planejamento cirúrgico. Dentro das estratégias da empresa foi previsto um melhor aprofundamento da equipe neste assunto, originando esta dissertação de doutorado escrita por um de seus pesquisadores, a autora deste trabalho;

c) Possibilitar um aprofundamento técnico de todo o processo de prototipagem rápida, mas especificamente da tecnologia de impressão tridimensional, através de um estudo minucioso sobre patentes, artigos, dissertações e informações sobre o mercado de prototipagem rápida para a área médica e

d) Contribuir com o trabalho realizado pelo CenPRA para que um dia a prototipagem rápida possa ser definitivamente de uso comum nas instituições de saúde da rede pública e privada.

A seguir é apresentado um breve estudo sobre o mercado, as oportunidades identificadas e as soluções propostas.

1.2.1 Estudo de mercado e fatores de custo visando à melhoria do processo

A **Figura 1.1** representa o diagrama esquemático do estudo de mercados e custos visando à melhoria do processo. Este diagrama tem como finalidade facilitar o entendimento do conceito a ser explorado neste tópico.

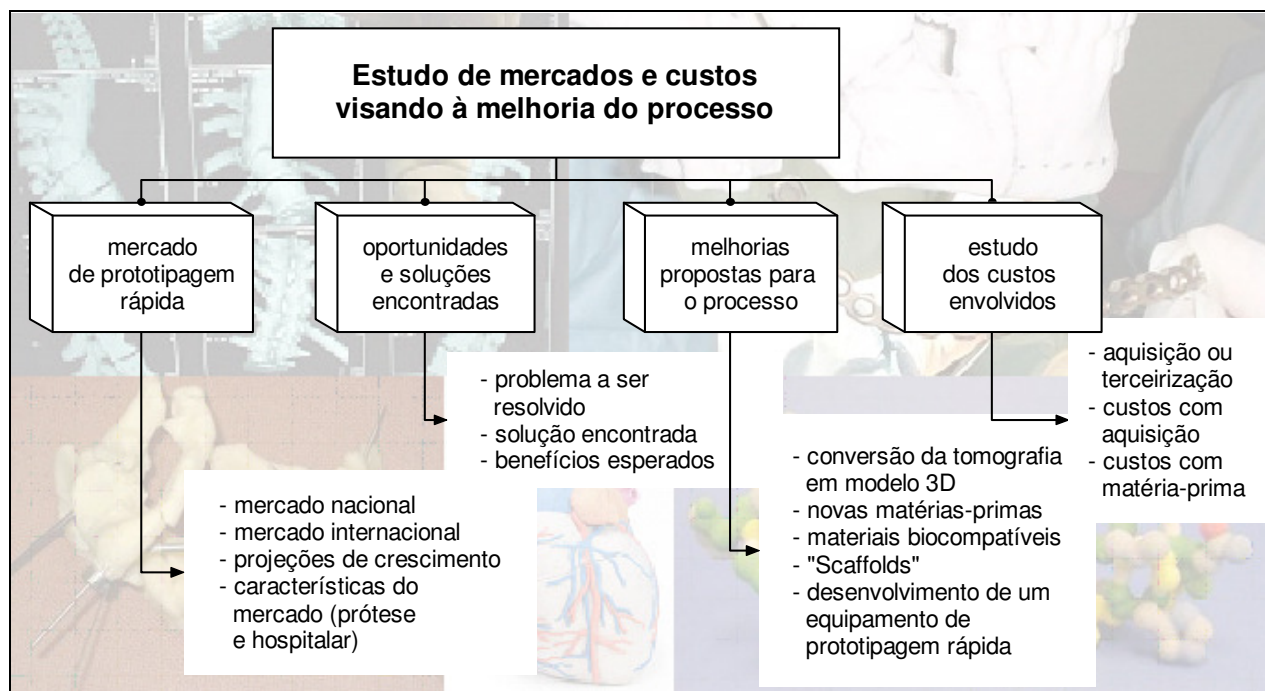


Figura 1.1 – Diagrama esquemático do estudo de mercados e custos visando à melhoria do processo

1.2.1.1 Mercado de prototipagem rápida

O **mercado nacional** no que diz respeito ao setor da saúde no Brasil vem, nos últimos anos, experimentando profundas transformações, seguindo a tendência recente dos países desenvolvidos, ainda que em condições históricas e institucionais específicas. A visão empresarial vem sendo incorporada em todos os segmentos produtivos, envolvendo tanto as indústrias que já operavam tradicionalmente nessas bases, quanto segmentos produtivos que possuíam formas de organização onde se observava a convivência da atividade empresarial com outras atividades. De fato, o complexo da saúde vem experimentando, nos últimos anos, um processo de mutação na indústria e no ambiente institucional, que envolve o setor privado e o público (**Figura 1.2**). O Estado vem, de um lado, levando à consolidação do complexo da saúde como um conjunto articulado de setores que seguem a lógica industrial e, de outro, coloca novos desafios e oportunidades para o seu desenvolvimento (**Gadelha, 2002**).

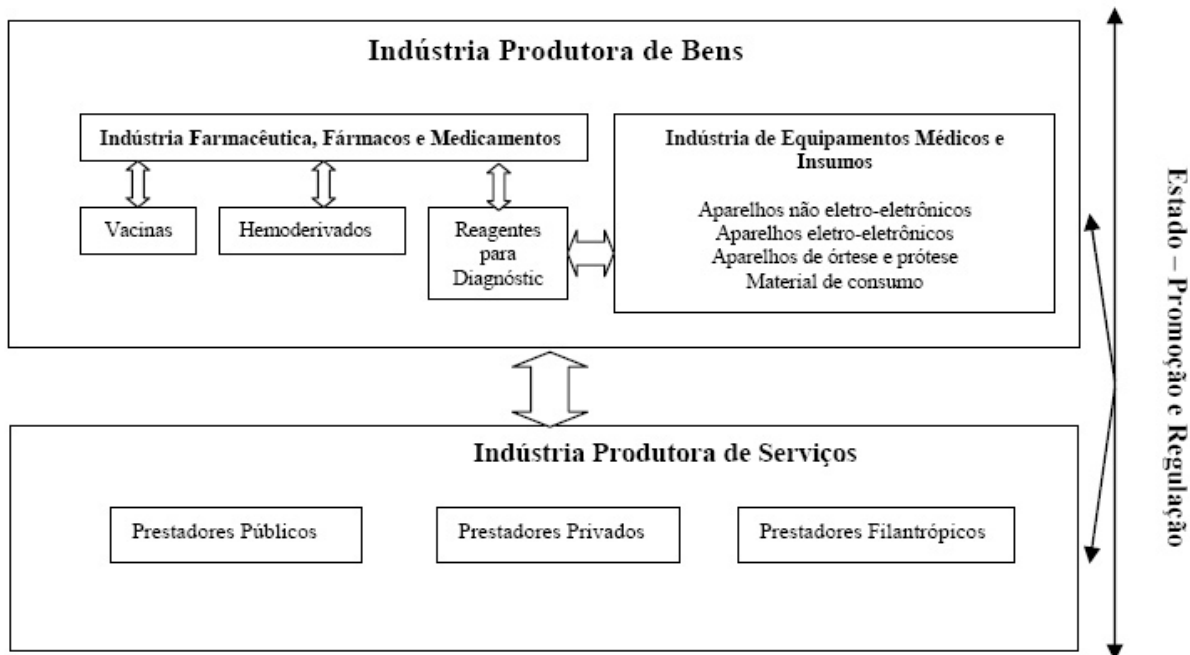


Figura 1.2 – O complexo industrial da saúde e seus inter-relacionamentos (Gadelha, 2002)

O complexo industrial da saúde representa algo em torno de 5% do Produto Interno Bruto (PIB) brasileiro. O setor privado responde por cerca de 70% da renda gerada, ficando o setor público com uma expressiva participação de 30% (Alerte-se para o expressivo papel exercido pelo setor público em comparação a qualquer outro grupo de atividades na composição da demanda por serviços e bens de saúde: do total do produto gerado pelas áreas pública e privada, a esfera estatal responde por cerca de 70% da demanda). É significativa a participação do setor de saúde nas atividades nacionais de ciência e tecnologia: o complexo recebe algo em torno 25% das verbas para este fim previstas no orçamento das agências federais de fomento. Do ponto de vista material, e em consonância com a base de conhecimento e tecnológica, é possível segmentar o setor saúde em três grupos distintos: o primeiro congrega as indústrias de base química e biotecnológica, envolvendo as indústrias farmacêutica, de vacinas e de hemoderivados e reagentes para diagnóstico. Como o setor de medicamentos constitui o grande mercado desse grupo, liderado por um conjunto de grandes empresas altamente intensivas em tecnologia e que dominam o mercado mundial, há uma tendência de “transbordamento” da indústria farmacêutica, ampliando suas fronteiras para englobar os demais segmentos, como vem ocorrendo na área de vacinas. O segundo grupo de atividades congrega os setores envolvidos com a prestação de serviços de saúde, englobando as unidades hospitalares, ambulatoriais e de serviços de

diagnóstico e tratamento. O terceiro grupo, foco deste trabalho, congrega um conjunto bastante díspar de atividades de base física, mecânica, eletrônica e de materiais, envolvendo as indústrias de equipamentos e instrumentos mecânicos e eletrônicos órteses e próteses e materiais de consumo em geral. Neste grupo, cabe destacar o papel da indústria de equipamentos, tanto pelo seu potencial de inovação – incorpora fortemente os avanços no paradigma microeletrônico – quanto pelo seu impacto nos serviços. A inovação representa uma fonte permanente de mudanças nas práticas assistenciais, trazendo permanentemente para o debate a tensão entre a visão da indústria e a sanitária (**Stratplan**, 2006).

Segundo dados disponibilizados na Internet pela Associação dos Fabricantes de Produtos Médicos e Odontológicos – **Abimo** (2006) o conjunto das 34.735 empresas do setor que atuam no Brasil faturaram, no ano de 2005, algo em torno de R\$ 5,98 bilhões; exportaram R\$ 398,5 milhões e importaram R\$ 1,28 bilhão, mostrando, portanto, uma grande dependência de insumos e materiais importados. O resultado aponta um crescimento da ordem de 25% em comparação com as exportações em 2004, ano em que os negócios realizados no exterior somaram US\$ 317,8 milhões. Na busca por ampliar participação no mercado externo, empresas brasileiras estão realizando grandes esforços e investimentos no aprimoramento da qualidade e na adequação de produtos às normas internacionais. Segundo o balanço das exportações em 2005, o subsetor da indústria de equipamentos de laboratórios teve o crescimento mais expressivo do setor (64%), em comparação com o período anterior, atingindo um total de US\$ 25,7 milhões. Em seu conjunto, os fabricantes de equipamentos médico-hospitalares exportaram, em 2005, US\$ 31,6 milhões, ampliando as vendas em 30% em relação ao ano anterior. Material de consumo é o item que soma o maior volume de negócios realizados, atingindo US\$ 208,2 milhões, com crescimento de 27%. O setor de implantes comercializou no exterior US\$ 48 milhões, crescendo 27%. Já o de radiologia e diagnóstico por imagem manteve-se estável, exportando US\$ 21,1 milhões. Os produtos mais exportados pelas empresas brasileiras foram: gases; curativos; suturas cirúrgicas; agulhas e seringas descartáveis; implantes ortopédicos; válvulas cardíacas biológicas; próteses mamárias de silicone; aparelhos para neonatologia; equipamentos para terapia intensiva; materiais laboratoriais; equipamentos para radiologia; consultórios odontológicos completos; materiais para obturação dentária; e dentes artificiais. Para 2006, a expectativa é ampliar em 16% o total de negócios realizados no mercado externo (**Stratplan**, 2006).

Quando se fala da área de saúde no **mercado internacional**, pode-se considerar os EUA como líder absoluto no mercado mundial, apresentam constantes superávits junto a diversos países e regiões (como a União Européia, o Japão e o Canadá), em quase todas as categorias de produtos. O predomínio norteamericano torna-se mais evidente ainda quando se considera que parte da produção dos EUA é internacionalizada, ou seja, é produzida em outros países, motivo pelo qual o volume real não figura em suas estatísticas internas. Já o Japão, segundo mercado para equipamentos médicos e hospitalares, também mantém uma taxa elevada de crescimento (2,2%) quando comparada com a economia global japonesa. Contudo, o Japão apresenta, neste setor, um déficit comercial decorrente do volume elevado de importações dos EUA. A competitividade no setor varia muito entre os países de acordo com a espécie de equipamento fabricado. Assim, enquanto a Alemanha responde por apenas 6,3% dos equipamentos médico-hospitalares importados pelo Japão, aquele país exporta para o Japão 25,7% de equipamentos odontológicos e 18,4% de aparelhos de diagnóstico por imagem. O mercado francês possui uma característica muito importante: a fabricação de equipamentos médico-hospitalares é regulamentada pelo governo com a finalidade de evitar uma exagerada imobilização de equipamentos pelo sistema médico. A Alemanha e o Japão são os principais competidores dos EUA, ainda que atuando em segmentos bastante distintos. O primeiro é superior em equipamentos de imagem e implantes, enquanto o segundo se destaca por produzir equipamentos radiológicos e de ultra-som. Os EUA detêm 45% do mercado mundial do setor em estudo, enquanto o Japão possui 18%, seguido pela Alemanha, com 11%, e pela França, com 5%. Os principais mercados são os países mais ricos. Contudo, os países em desenvolvimento apresentam crescimento recente considerável, representando um mercado potencial para os fabricantes de aparelhos médico-hospitalares. As razões do crescimento deste mercado são: o envelhecimento da população, o aumento da esperança de vida, sistemas de saúde aperfeiçoados, privatização de hospitais e aumento de gastos públicos em saúde, entre outros (**Stratplan**, 2006).

Em relação às **projeções de crescimento**, a tecnologia da prototipagem rápida surgiu em meados dos anos 80 e hoje é largamente conhecida e utilizada em diversos setores no mundo (**Figura 1.3**).

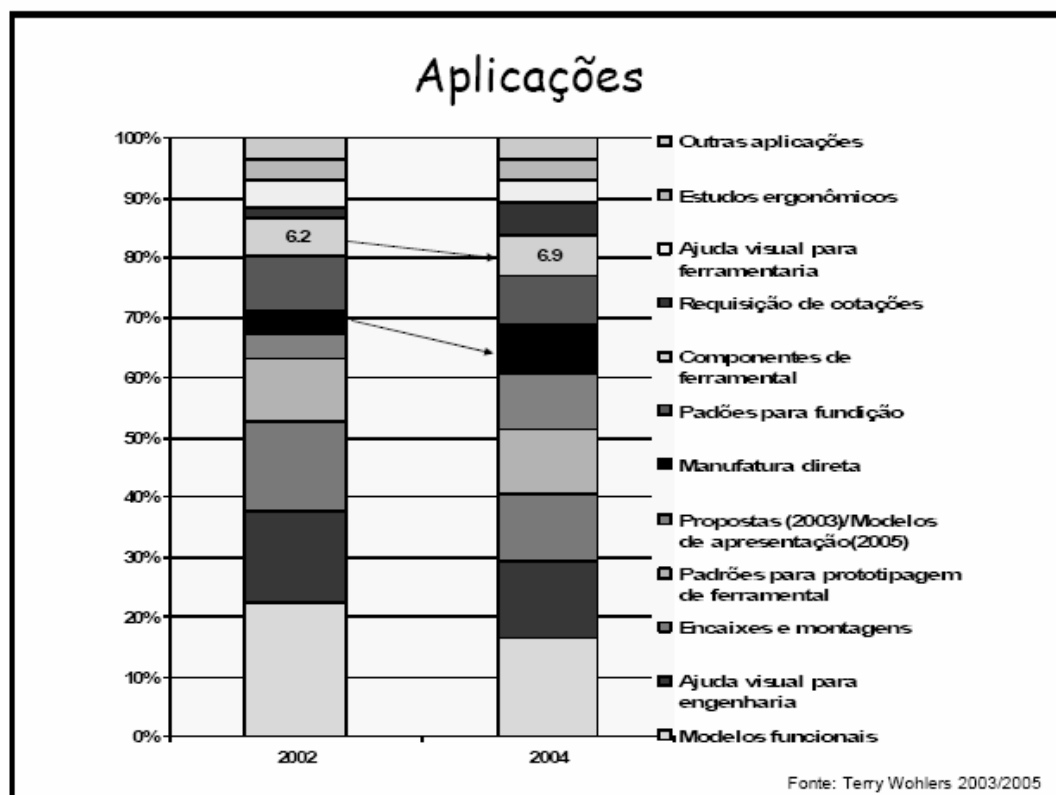
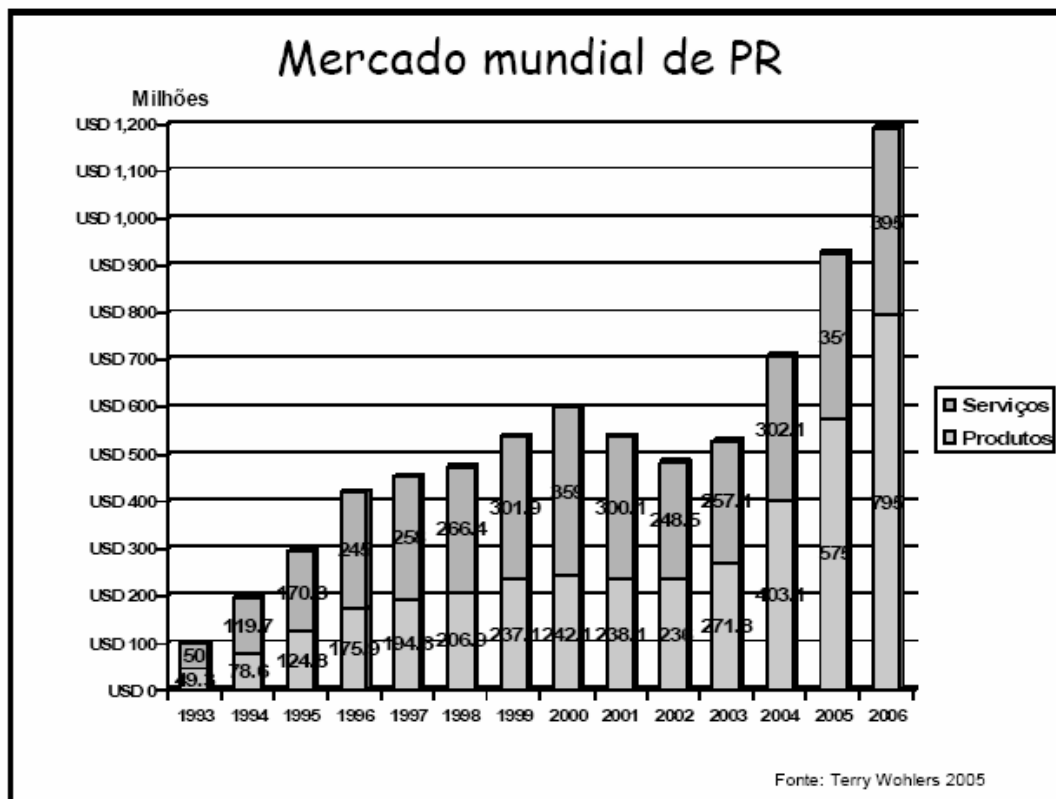


Figura 1.3 – Mercado Mundial de Prototipagem Rápida (Wohlers, 2005)

Veja na **Figura 1.4** a distribuição da prototipagem nesses setores. Quase metade da utilização de protótipos concentra-se nas indústrias automobilísticas e aeroespaciais. Nessas áreas, a principal aplicação é a criação de modelos para a realização de testes, tanto conceituais quanto de propriedades dinâmicas dos modelos. Com a evolução das tecnologias e das pesquisas feitas a fim de melhorar o acabamento dos protótipos criados, esse processo já é utilizado para a produção da peça ou equipamento final, principalmente no setor de produtos de consumo. A demanda mundial por protótipos (em milhões) é apresentada no gráfico seguinte. Os dados foram coletados até o ano de 2001 e, a partir de uma progressão, pode-se estimar a demanda para os próximos anos, considerando que a dinâmica do mercado permaneceu a mesma. Sendo assim, espera-se que em 2007 sejam vendidos mais de 7 milhões de protótipos (PIT, 2007).

Setores Industriais

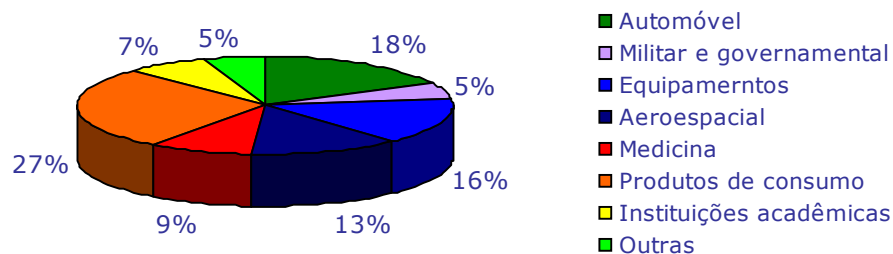


Figura 1.4 – Setores Industriais (PIT, 2007)

No que se refere à **venda de protótipos**, estudos até o ano de 2001, mostram que os três processos de prototipagem mais utilizados para a produção de protótipos de componentes de plástico eram: (1) estereolitografia; (2) sinterização seletiva a laser e (3) modelagem por deposição de material fundido, sendo que esse último era o que apresentava maior vendagem de protótipos (**Figura 1.5**). Hoje, as maiores empresas fabricantes de equipamentos e de soluções na área de prototipagem apostam nos processos de impressão 3D, sinterização seletiva a laser e estereolitografia. O primeiro processo começa a ganhar mais espaço devido ao baixo custo do equipamento e material, além da alta velocidade de produção de um modelo, que leva apenas algumas horas. Já os dois últimos, apesar de custos mais elevados, mantêm seu espaço preservado devido à boa qualidade de acabamento e precisão do modelo criado (PIT, 2007).

Estimativa mundial de venda de protótipos

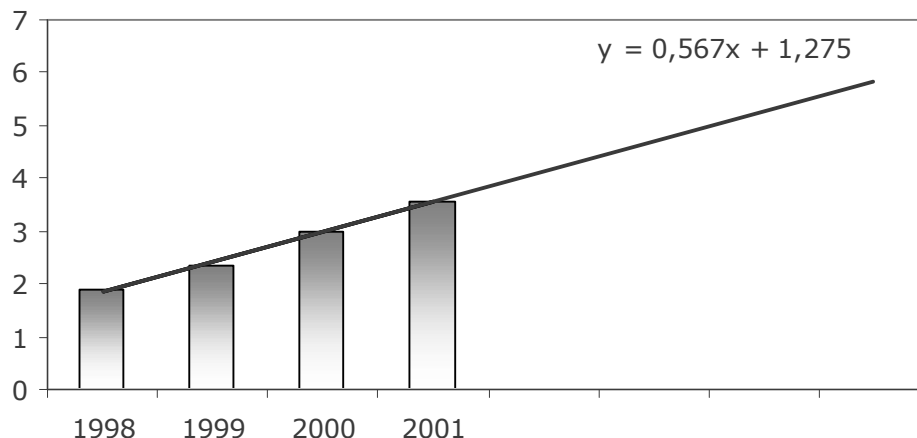


Figura 1.5 – Estimativa mundial de venda de protótipos (PIT, 2007)

Quando se fala das **características do mercado médico-hospitalar**, a indústria de artigos e equipamentos odontológicos, médicos e hospitalares é um dos setores que mais cresce no país é a indústria de artigos e equipamentos odontológicos, médicos e hospitalares. No ano de 2006, foi assinado um plano para desenvolvimento desse setor industrial no valor de R\$ 900 mil. Além disso, este setor foi o que mais se destacou pelo maior número de empresas que se inseriram no mercado de exportação. Este ramo da indústria engloba empresas com produtos e/ou serviços nos seguintes setores: Implantes e Material de Consumo Médico-Hospitalar; Equipamentos Médico-Hospitalares; Odontologia; Radiologia e Diagnóstico por Imagem; Laboratórios. A seguir estão demonstrados os dados econômicos dessa indústria. A Tabela se refere aos dados de faturamento, exportações, importações e empregos diretos desse setor no ano de 2005. Os gráficos correspondem à origem do capital gerado neste setor, o porte das empresas que compõem essa indústria e a divisão do mercado entre os principais compradores, respectivamente (PIT, 2007).

Para a análise do mercado de **próteses e protótipos para planejamento cirúrgico** serão levantados dados sobre a utilização deles no país, a fim de fazer uma estimativa de demanda. Além disso, serão citados órgãos públicos que hoje são referência nessa área no país. Referência em tratamentos de doenças e traumas ortopédicos de média e de alta complexidade, o Instituto Nacional de Traumatismo-Ortopedia (INTO) é um órgão normatizador de procedimentos em

ortopedia no país, que foi criado pelo Ministério da Saúde em 1994. É especializado em atendimentos cirúrgicos, atendendo pacientes do SUS (Sistema Único de Saúde) nas seguintes especialidades: cirurgias eletivas de joelho, medicina desportiva, quadril e coluna, sendo os mais procurados, crâniomaxilofacial, mão e microcirurgia ortopédica. Em 2005 no INTO, foram realizadas 5.244 intervenções cirúrgicas, sendo que em uma média de 20% dos casos é aconselhável o uso de próteses. No Brasil, somando as intervenções do setor público e privado ligado ao SUS, esse número chegou em 2003 a 18.292 cirurgias ortopédicas segundo o Ministério da Saúde. As próteses utilizadas nessas operações são obtidas pelo mesmo procedimento citado acima para equipamentos hospitalares. Quanto aos protótipos para planejamento cirúrgico, esses poderiam ser utilizados em praticamente todas as operações ortopédicas, excetuando-se nas de casos de emergência, já que, assim como a INTO, outras entidades de saúde possuem uma grande lista de espera por cirurgias eletivas, ou seja, que não tem urgência na sua realização (PIT, 2007).

O Centro de Pesquisas Renato Archer - CenPRA, instituição do Ministério da Ciência e Tecnologia, produz protótipos com a finalidade cirúrgica, além de ter desenvolvido um software disponível gratuitamente para reconstrução 3D de crânios, mandíbulas e sistemas vasculares. Os protótipos são construídos no próprio centro a partir das imagens geradas por esse software. Em três anos de funcionamento do software, o centro já construiu mais de 450 protótipos. A demanda mensal é de 25 protótipos, o que causa uma fila de espera. Esse serviço é oferecido atualmente a 7 hospitais do país e em Campinas abrange os hospitais Mário Gatti, SOBRAPAR - Sociedade Brasileira de Pesquisa e Assistência para Reabilitação Craniofacial, Hospital das Clínicas e Santa Casa de Misericórdia de Campinas. Além de hospitais, o CenPRA atende pedidos de clínicas radiológicas e odontológicas e de professores de odontologia que se utilizam de protótipos em suas pesquisas. A especialidade médica que mais se utiliza desse serviço é a de cirurgia bucomaxilofacial, já os especialistas em cirurgias ortopédicas de membros não requerem esse serviço com frequência (PIT, 2007).

A **cadeia produtiva e de comercialização** do setor de equipamentos e dispositivos médicos, materiais e insumos para laboratórios descrita por Oliveira (2003) interage de forma abrangente e complexa com diversos setores da economia (**Figura 1.6**). Assim, a cadeia produtiva do setor agrupa-se da seguinte forma: atores principais, atores secundários, clientes

intermediários e clientes finais. O contexto que envolve a cadeia refere-se às influências do ambiente, como as políticas impostas pelos governos federal e estadual (como incentivos à exportação); legislações vigentes (como a Lei 8080/901, que estabelece os princípios do SUS); e variáveis macro-econômicas, como aumento da taxa de juros, variações cambiais, linhas de crédito, impactos no meio-ambiente e níveis de poluição. Soma-se a esse contexto a presença de itens de infraestrutura física, como estradas, aeroportos, energia elétrica, terrenos e saneamento básico, entre outros.

Dentre os atores secundários, são identificados: (a) esferas de Governo (federal, estadual e municipal); (b) institutos de capacitação e formação de recursos humanos (como universidades e institutos como Sebrae – Serviço Brasileiro de Apoio às Micro e Pequenas Empresas e Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial – Senai, que oferecem cursos, treinamentos e palestras para qualificação profissional) e as demais organizações públicas e privadas de ensino técnico; e (c) organizações de apoio: serviços tecnológicos (que dão apoio a todo o processo); organizações de infra-estrutura tecnológica (com fornecimento de equipamentos); institutos de pesquisa e laboratórios para testes; organizações de transporte e logística; organizações de serviços de manutenção e organizações normatizadoras; como a vigilância sanitária municipal e estadual e a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa).

Quanto aos atores principais, são identificados os fornecedores de insumos primários, constituídos pelas indústrias química, siderúrgica e eletroeletrônica. Estes setores fornecem para as indústrias de peças e equipamentos (responsáveis pela manufatura de diferentes componentes) e para empresas sistemistas (que trabalham com módulos pré-fabricados) ou diretamente para empresas produtoras de equipamentos médicos, hospitalares e odontológicos. Estas, por sua vez, também recebem módulos pré-fabricados das empresas sistemistas.

Como clientes de empresas do setor são identificados os atacadistas e três grupos de consumidores: o primeiro grupo compreende as clínicas, os consultórios, as creches e as escolas. No segundo grupo estão os hospitais públicos e privados e os filantrópicos. O terceiro grupo corresponde a mercados externos, como América Latina, Mercosul, Leste Europeu, África, EUA e Europa. Os atacadistas podem negociar diretamente com as empresas ou por meio de

representação própria. Os consumidores do primeiro grupo negociam com os atacadistas, com representantes próprios ou com representantes autônomos, que também lhes fornecem serviços de assistência técnica. Os consumidores do segundo grupo se diferenciam daqueles apenas por não negociarem com os atacadistas. Por fim, o mercado exterior é tratado diretamente pelas indústrias, isoladamente ou em consórcio (**Oliveira, 2003**).

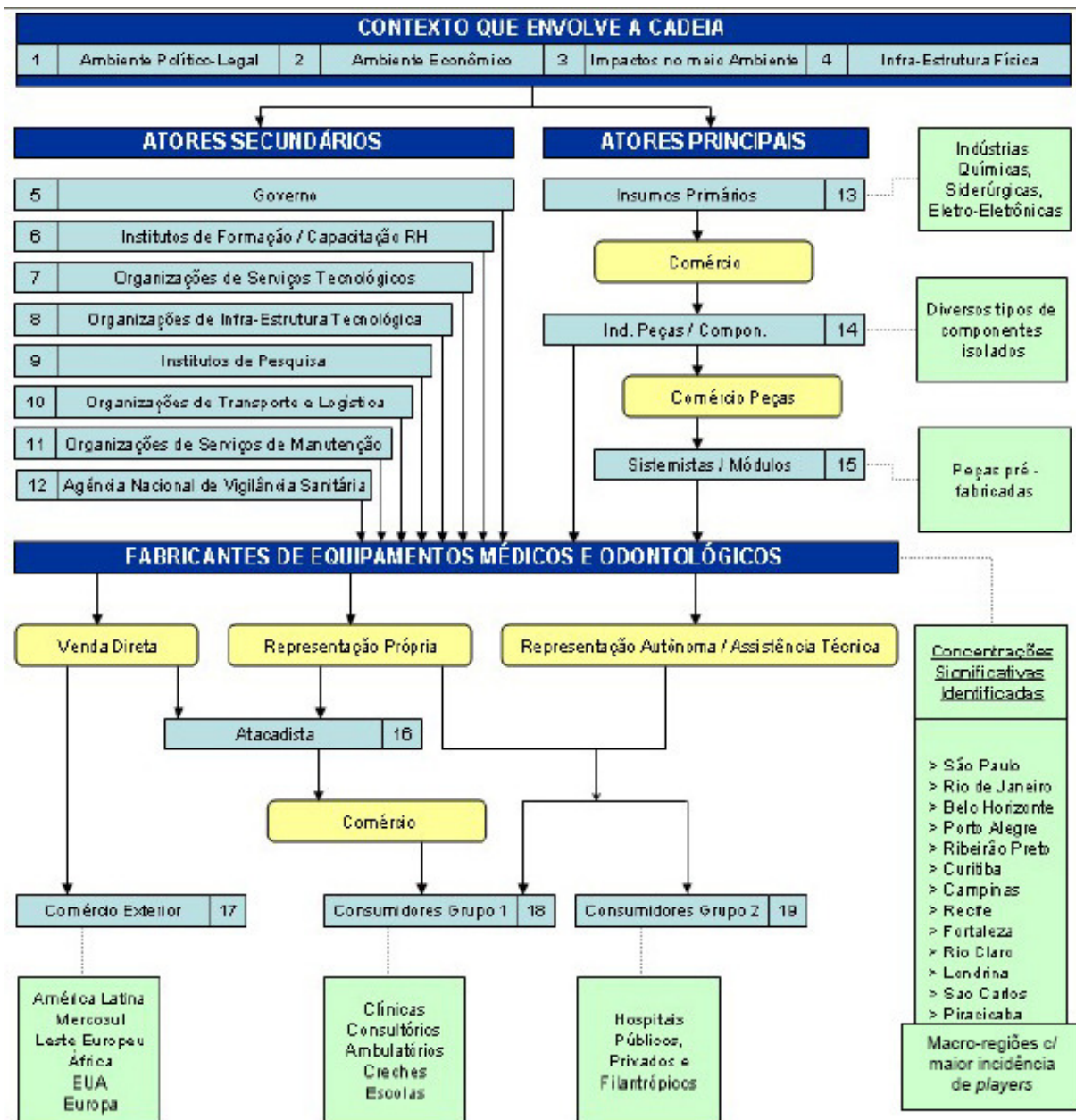


Figura 1.6 – Cadeia Produtiva e de Comercialização do Setor de Equipamentos e Dispositivos Médicos, Materiais e Insumos para Laboratórios (Oliveira, 2003)

1.2.1.2 Oportunidades e soluções encontradas

O **problema a ser resolvido** baseia-se em três questões básicas: (1) os materiais disponíveis no mercado para prototipagem rápida apresentam custos muito elevados para tornar esta aplicação viável na área médica e industrial; (2) os biomateriais tem como principal finalidade a compatibilidade com o organismo, porém para a confecção de próteses personalizadas seria necessário que os mesmos apresentem características de prototipação e (3) a coerência da interpretação de dados pela interferência humana no processo de segmentação.

A **solução encontrada** está relacionada a uma forma de se tornar viável o uso da tecnologia de prototipagem rápida em procedimentos de planejamento cirúrgico e confecção de próteses personalizadas, a saber: (1) Identificar (ou desenvolver) materiais que apresentem as características necessárias para uso em prototipagem rápida, preferencialmente de origem nacional; (2) Identificar biomateriais que apresentem também estas características e que possam ser utilizados na confecção de próteses personalizadas implantáveis e (3) viabilizar um procedimento de criação e conferências de dados, permitindo um resultado mais seguro na criação do protótipo virtual.

Quanto aos **benefícios**, o uso de protótipos para planejamento cirúrgico, assim como as próteses personalizadas, podem gerar impactos que se baseiam em quatro fatores sociais: (1) redução de custos relacionados á saúde em hospitais públicos e privados devido a menor permanência nas salas cirúrgicas permitindo atender mais pacientes com os mesmos recursos; (2) contribuição para que cirurgias possam ser otimizadas e executadas em menores tempos; (3) redução de traumas de pacientes no pós-operatório promovendo o bem estar no atendimento; (4) tornar acessível o uso da tecnologia de prototipagem rápida na rede pública e privada.

Os impactos sociais identificados pelo uso da prototipagem rápida no planejamento cirúrgico são: (1) redução de gastos públicos e privados através da redução de tempos em salas cirúrgicas; (2) procedimentos cirúrgicos complexos mais ágeis e eficazes devido à otimização e maior conhecimento do procedimento a ser executado; (3) reabilitação física de pacientes junto à sociedade através de procedimentos mais ágeis em sua recuperação; (4) melhoria da auto-estima do paciente e reintegração à sociedade através de resultados estéticos mais acessíveis à

população; (5) contribuição para a qualificação de profissionais; (6) desenvolvimento de tecnologia nacional contribuindo para a geração de empregos no país e (7) possibilidade de geração de receitas de exportação para o país com a comercialização dos produtos e processos desenvolvidos.

1.2.1.3 Identificação das melhorias propostas para o processo

Durante o **processo** identificado proposto neste trabalho o paciente é submetido a uma tomografia computadorizada ou ressonância magnética da região na qual ele necessita de uma intervenção cirúrgica. Por meio de um software, as imagens obtidas pela tomografia são recriadas em formato 3D. Esse modelo virtual é levado para outro software, no qual a imagem é fatiada para que estas informações sejam transmitidas ao equipamento de prototipagem rápida (para este estudo será considerado a utilização de uma impressora tridimensional). Finalmente, o modelo é então construído pela máquina. Os resultados podem ser: protótipos para planejamento cirúrgico, próteses personalizadas ou “*Scaffolds*” (PIT, 2007).

Os **materiais** para a produção de modelos que se utilizam dessa técnica podem ser: gesso, pó de titânio, resinas acrílicas (incolores e coloridas), etc. Os materiais diferem-se no quesito durabilidade, resistência, preço e adequação ao equipamento que será utilizado. As impressoras tridimensionais variam seus modelos e especificações de acordo com o fabricante e aplicação, por isso a escolha do material deve também estar de acordo com o equipamento utilizado.

A **tecnologia** apresentada neste trabalho visa à construção de próteses personalizadas e à produção de protótipos para planejamento cirúrgico. Essas próteses permitem uma melhor adaptação ao paciente e maior facilidade na realização da intervenção cirúrgica, já que são modeladas levando-se em consideração todas as peculiaridades de cada usuário final. Já os protótipos, estes permitem simular e estimar a realização de uma cirurgia, o seu tempo de duração e até mesmo corrigir previamente possíveis complicações que possam vir a acontecer durante a operação.

Utilizando-se da prototipagem rápida por impressão tridimensional, pretende-se aprimorar o processo a fim de produzir os protótipos e as próteses. Na **Figura 1.7**, os pontos destacados

com as letras de (A) a (E) ilustram onde as melhorias estão sendo propostas, as quais serão descritas a seguir.

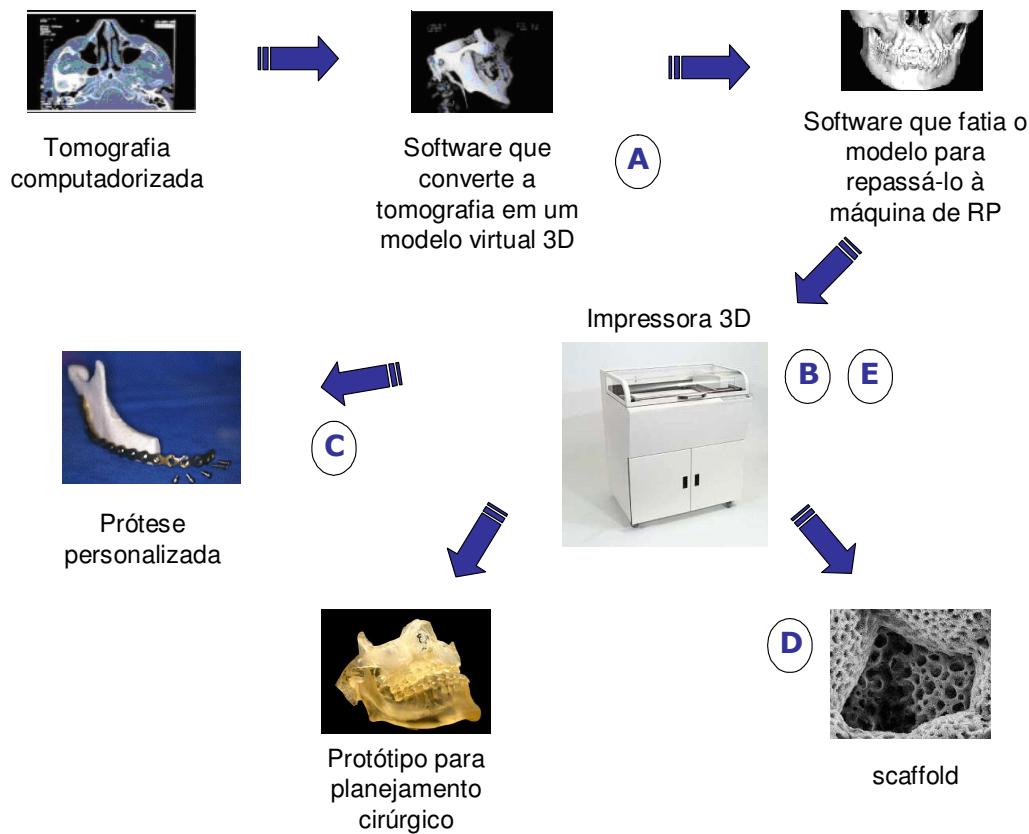


Figura 1.7 – Ilustração do processo de produção de um protótipo. Os círculos com as letras de (A) a (E) representam os locais nos quais haverá melhoria do processo (PIT, 2007)

A melhoria de processo da etapa **“Procedimento para conversão dos dados da tomografia em modelo 3D”** está representada na **Figura 1.7** item (A). A necessidade percebida e que será investigada neste trabalho é a confiabilidade dos dados da tomografia durante o processo de conversão. Atualmente estão disponíveis no mercado vários tipos de softwares comercializáveis e outros que estão sendo desenvolvidos dentro de universidades, com o objetivo de fazer a conversão dos dados da tomografia para um modelo 3D. Os softwares tradicionalmente utilizados são: InVesallius, Analyze, Mimics, VWorks, ScanIP, 3D Doctors, BioBuild, Anatomics, Julius, Osirix e SliceOMatic. Todos permitem a conversão de imagens, obtidas por meio da tomografia computadorizada, em modelos 3D que possam ser manipulados e convertidos em formatos de arquivos compatíveis com os utilizados pelos equipamentos de prototipagem. A escolha de cada software depende da empresa ou da equipe médica que manipula as tomografias.

A melhoria de processo da etapa **“Pesquisa sobre novas matérias-primas a serem utilizadas no processo”** está representada na **Figura 1.7** item (B). A necessidade percebida e que será investigada neste trabalho está relacionada com o desenvolvimento de novas matérias-primas e uma comparação entre materiais existentes. O funcionamento de um equipamento utilizado para a prototipagem rápida por impressão tridimensional é semelhante a uma impressora a jato de tinta. O reservatório de pó desloca-se no sentido da seta demonstrado no esquema acima, o rolo passa sobre esse reservatório levando o excesso para a plataforma. O cabeçote de impressão libera um aglomerante que funde e reúne o pó nas áreas desejadas, logo após, a plataforma também se desloca no sentido indicado pela seta e o processo é repetido até que o modelo seja finalizado. Após esse processo, o modelo é retirado da máquina e levado para uma estufa onde fica até secar completamente, depois uma camada de resina (cianocrilato) é adicionada para conferir maior durabilidade ao material. Uma das vertentes de estudo visa analisar as características e o diferencial de materiais alternativos que possam ser utilizados para a confecção do protótipo, tais como, ligas metálicas, materiais cerâmicos, polímeros e gesso.

A melhoria de processo da etapa **“Pesquisa de materiais biocompatíveis para a confecção da prótese personalizada”** está representada na **Figura 1.7** item (C). A necessidade percebida está relacionada com a utilização de biomateriais em conjunto com a tecnologia de prototipagem rápida. Os materiais a serem pesquisados devem apresentar dois tipos de características: (1) ter propriedades compatíveis e necessárias ao uso em equipamentos de impressão tridimensional; (2) ter propriedades compatíveis e necessárias ao uso em próteses sejam elas para planejamento cirúrgico (passível de esterilização, por exemplo) ou para implantes (biocompatibilidade).

A melhoria de processo da etapa **“Estudo de geometrias para aplicação em modelos do tipo *Scaffolds*”** está representada na **Figura 1.7** item (D). A necessidade percebida está relacionada com o estudo de geometrias para aplicação em modelos do tipo “*Scaffolds*” que são malhas ou estruturas que direcionam as células durante o processo de reparação ou regeneração dos tecidos. Estas geometrias podem ser utilizadas em implantes ósseos com o propósito de serem absorvidas e/ou substituídas pelo corpo humano. A produção deste modelo poderia ser construído em uma máquina de prototipagem do tipo impressora tridimensional.

1.2.1.4 Apresentação dos fatores de custo envolvidos no processo

Primeiramente, antes de analisar a relação custo x benefício entre a aquisição ou terceirização de serviços é necessário fazer um diagnóstico real da aplicação requisitada, de forma que a escolha pelo equipamento retrate as reais necessidades de uso e justifiquem esta escolha. Para se fazer uma avaliação sobre os fatores de custo do equipamento é preciso considerar alguns fatores como: (1) aquisição ou terceirização de serviços; (2) composição dos custos no caso da aquisição; (3) valor unitário dos modelos no caso da terceirização; (4) tempo de espera e disponibilidade de confecção dos protótipos; (5) logística para entrega dos modelos, etc.

O primeiro fator que deve ser levando em consideração na composição de custos refere-se à **aquisição de equipamento ou terceirização de serviços**. Cada um destes fatores oferece pontos positivos e negativos. Se, por exemplo, o consumo previsto de protótipos for elevado, a aquisição de um equipamento torna-se viável após alguns anos de utilização. Contudo, o investimento inicial é relativamente elevado. Já a prestação de serviços é uma boa opção no caso baixo consumo de protótipos, onde os investimentos ficam a cargo do fornecedor de serviços. Porém, o custo pago por cada modelo é mais elevado. A **Tabela 1.1** ilustra alguns dos principais fatores a serem considerados na decisão de aquisição ou terceirização da tecnologia de prototipagem rápida.

Tabela 1.1 – Pontos positivos e negativos para avaliação entre a aquisição de equipamento ou a terceirização de serviços

Pontos positivos e negativos para avaliação entre a aquisição de equipamento ou a terceirização de serviços		
Descrição	Pontos favoráveis	Pontos desfavoráveis
Aquisição de equipamento	Custo por modelo mais baixo	Necessidade de investimento inicial
	Disponibilidade de execução imediata	Existência de custos fixos e variáveis para manter a estrutura de operação
Terceirização de serviços	Não há investimento inicial	Custo por modelo mais elevado
	Não há custos fixos e variáveis para manter a estrutura de operação	Sujeito à disponibilidade do fornecedor

Ao se optar pela **aquisição de equipamento**, alguns fatores devem ser levados em consideração para compor os custos desta decisão, como por exemplo: (1) o tipo de equipamento a ser adquirido de acordo com a necessidade de aplicação; (2) o volume previsto de modelos a serem confeccionados; (3) o custo da matéria-prima por cm^3 ; (4) o tamanho médio de modelos a serem confeccionados; (5) o custo de manutenção anual do equipamento e (6) o custo fixo anual de operação do equipamento. Estas informações podem ser tabuladas para mostrar em longo prazo o tempo necessário para o retorno do investimento inicial e o lucro líquido da operação, levando-se em consideração ainda a depreciação do equipamento, tempo de aprendizagem e treinamento, entre outros. A **Tabela 1.2** ilustra alguns destes fatores que compõem estes custos como investimento inicial, custo fixo e variável, etc.

Tabela 1.2 – Fatores para a composição de custos relacionados ao equipamento de impressão tridimensional

Fatores para a composição de custos relacionados ao equipamento de impressão tridimensional		
Custos	Fatores de custo	Exemplos *
Investimento inicial	Aquisição de equipamento	Impressora tridimensional monocromática ou colorida, computador, capela de exaustão, estufa, etc.
	Capacitação técnica	Treinamento para operação do equipamento
Custo variável	Previsão de volume de protótipos a ser confeccionado	4 modelos por semana, 20 modelos por mês, etc.
	Custo da matéria-prima	US\$ 1,00 por cm^3 , média de US\$ 50,00 por modelo
	Tamanho médio de protótipo a ser confeccionado	200 cm^3
Custo fixo	Manutenção anual do equipamento	12% do custo do equipamento
	Operação do equipamento	Despesas com infra-estrutura e funcionários para operação do equipamento

* os exemplos mencionados nesta tabela são meramente ilustrativos devendo ser calculados para real interpretação de dados

Os principais fatores de custo relacionados à **matéria-prima** referem-se ao material necessário e a forma como são consumidas. Entre os fatores que podem ser citados estão: substrato, aglomerante, resina de acabamento, cartuchos de impressão, entre outros. É importante

lembrar também que devem ser considerado fatores como porcentagem de reciclagem do substrato (por exemplo, 95%) e descarte de lixo tóxico (por exemplo, 5%). A **Tabela 1.3** ilustra alguns dos fatores que podem ser considerados na relação de custos do consumo de matéria-prima.

Tabela 1.3 – Fatores para a composição de custos relacionados ao consumo de matéria-prima

Fatores para a composição de custos relacionados ao consumo de matéria-prima			
Materiais	Fatores de custo		
	Forma	Consumo	Exemplos *
Substrato	Pó	O consumo pode ser medido em unidades de cm^3	Balde com 10 kg
Aglomerante	Líquido	O consumo pode ser medido em unidades de litro (ou ml) ou ainda pelo número de <i>pixels</i> impressos	Galão de 10 litros
Resina de acabamento	Líquido	O consumo pode ser medido em unidades de litro (ou ml) ou ainda pelo peso em kg	Galão de 1 litro ou Balde com 1 kg
Cartucho de impressão	Unidade	O consumo pode ser medido pelo número de <i>pixels</i> impressos	Cartucho de impressora jato de tinta

* os exemplos mencionados nesta tabela são meramente ilustrativos devendo ser calculados para real interpretação de dados

1.3 Objetivos da pesquisa

Os objetivos desta pesquisa são:

- Propor um procedimento para verificação de erros dimensionais em protótipos utilizando inspeção por digitalização, sendo esse composto pelas seguintes etapas: (1) aquisição de dados por tomografia computadorizada; (2) segmentação de imagens e conversão do modelo CAD; (3) confecção do protótipo e (4) digitalização e inspeção do modelo;
- Verificar os erros dimensionais de cada etapa do procedimento proposto utilizando para tanto mais de um recurso, como por exemplo, softwares distintos de comparação,

segmentação e inspeção, além de equipamentos diferentes de prototipagem rápida e digitalização;

- Verificar os erros dimensionais ao variar materiais empregados, tamanhos e posicionamentos de construção, analisando inclusive a micro-estrutura e composição química do modelo;
- Verificar a possibilidade de criação de um protótipo em cores, representando os erros dimensionais encontrados no procedimento ou em uma de suas etapas;
- Validar o procedimento proposto através da apresentação de estudos de caso.

1.4 Estrutura deste trabalho

Este trabalho está dividido em oito capítulos, sendo o primeiro de caráter introdutório.

O segundo capítulo tem como título “*O uso da prototipagem rápida e digitalização no planejamento cirúrgico*”, e seu propósito é apresentar as diversas etapas do processo dentro da área médica.

O terceiro capítulo “*Obtenção de dados a partir de tomografia computadorizada*” apresenta a conceituação da tecnologia de aquisição de imagens.

O quarto capítulo “*Segmentação de imagem e criação do modelo CAD*” tem como objetivo a apresentação dos conceitos envolvidos na criação do modelo virtual de protótipos para a área médica.

O quinto capítulo “*Confecção do biomodelo por prototipagem rápida*” tem como finalidade mostrar a aplicação específica da prototipagem rápida na área médica através do uso de biomodelos. Aqui também são apresentados os conceitos que envolvem a tecnologia de prototipagem rápida, como materiais, equipamentos, etc.

O sexto capítulo “*Inspeção do biomodelo por digitalização*” mostra como é possível aplicar a tecnologia de digitalização para inspecionar biomodelos através do processo de comparação de modelos.

O sétimo capítulo “*Análise Experimental*” descreve a metodologia proposta para a confecção dos protótipos para planejamento cirúrgico, seguido por três estudos de caso. Os modelos estudados são baseados em aplicações reais na medicina.

O oitavo capítulo apresenta os resultados e discussões desta pesquisa.

O nono capítulo “*Conclusões*” apresenta comentários adicionais e considerações finais sobre o estudo realizado, assim como sugestões para trabalhos futuros. Ao final têm-se as referências bibliográficas utilizadas nesta dissertação.

Capítulo 2

O uso da prototipagem rápida e digitalização no planejamento cirúrgico

2.1 Conceituação

Este capítulo busca descrever como o planejamento cirúrgico pode ser auxiliado pelas tecnologias de prototipagem rápida e digitalização. O diagrama da **Figura 2.1** mostra esquematicamente as etapas que compõem este processo (a comparação por digitalização indicada na caixa cinza é a principal contribuição deste trabalho). Ele é composto por quatro etapas: (1) obtenção de dados através de tomografia computadorizada; (2) segmentação de imagem e criação de modelo CAD; (3) confecção do biomodelo por prototipagem rápida e (4) inspeção do biomodelo por digitalização. Como forma de facilitar o entendimento dos conceitos, cada bloco do diagrama abaixo será ilustrado em um novo diagrama no início de cada tópico. Estas etapas serão exploradas com maiores detalhes a seguir.

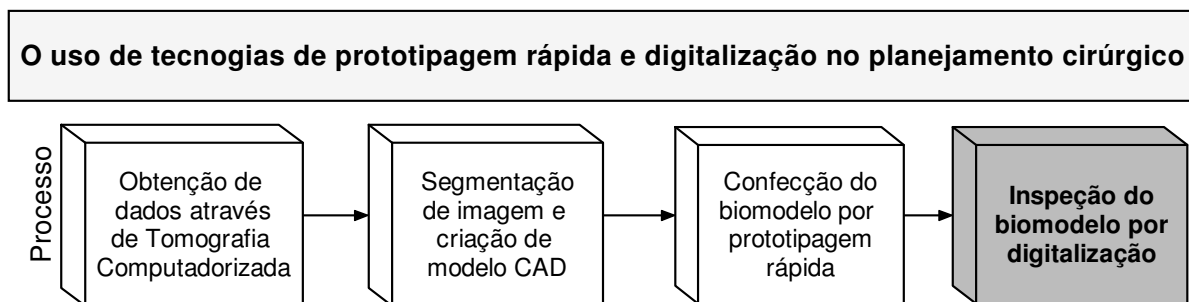


Figura 2.1 – Diagrama esquemático do uso de prototipagem rápida e digitalização no planejamento cirúrgico para conceituação desta pesquisa

2.1.1 Planejamento cirúrgico

A **Figura 2.2** ilustra os conceitos envolvidos no primeiro bloco (planejamento cirúrgico). O diagnóstico por imagem é uma ferramenta valiosa na medicina. Exames de imagem como tomografia computadorizada, ressonância magnética, mamografia digital e outros aumentaram grandemente o conhecimento de anatomia normal e patológica e são componentes críticos no diagnóstico e planejamento cirúrgico. O crescimento do tamanho e número dessas imagens médicas torna necessário o uso de computadores para facilitar o processamento e análise. Algoritmos de computador para a delimitação de estruturas anatômicas e outras regiões de interesse têm se tornando cada vez mais importantes em assistir e automatizar aspectos radiológicos específicos. Esses algoritmos são chamados algoritmos de segmentação e têm um papel vital em numerosas aplicações de imagem biomédica, como quantificação de volume de tecidos, diagnóstico, localização de patologia, estudo de estrutura anatômica, planejamento de tratamento e cirurgia integrada por computador. (**Pham**, 2000 e **Prado**, 2005).

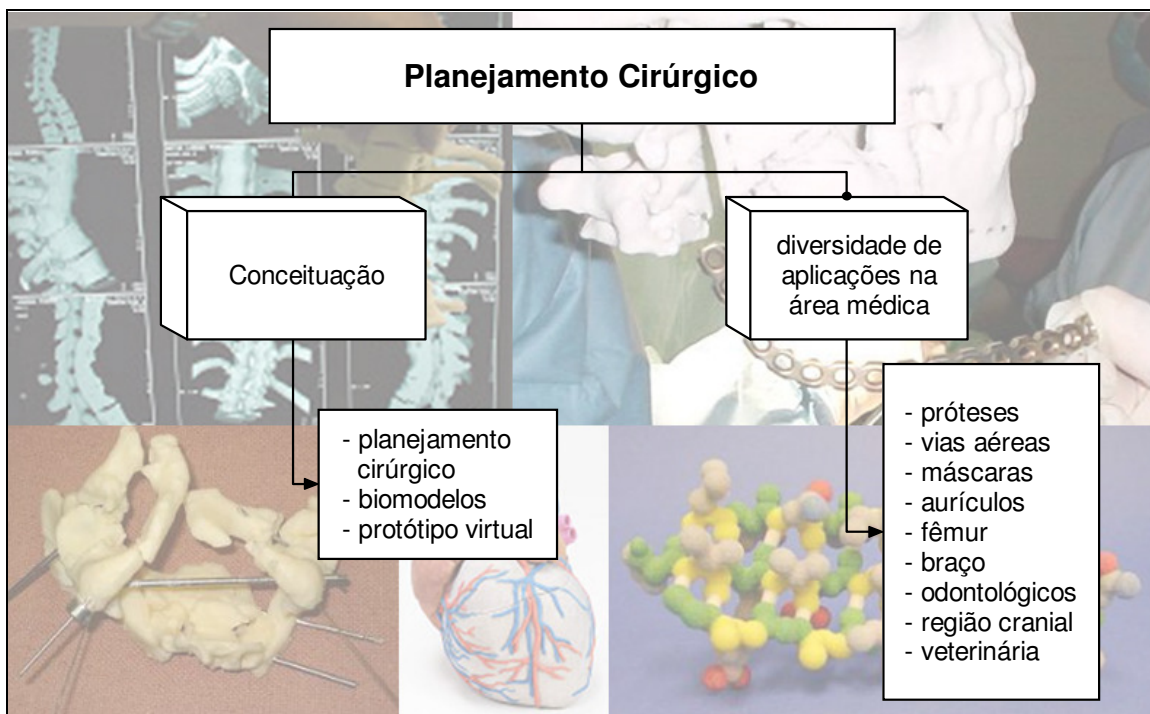


Figura 2.2 – Planejamento Cirúrgico – Diagrama esquemático

Segundo **Oleskowicz** (In: Potel, 2001) antes de usar a computação gráfica para planejar cirurgias e implantes existiam vários obstáculos significantes. Primeiro: nenhum caso é

exatamente igual ao outro; para alguns pacientes, a padronização de peças não melhora o que é preciso em um procedimento de implante com resultado estético. Segundo: a área cirúrgica do implante, muitas vezes apresenta regiões obscuras que precisavam ser vistas para o planejamento da cirurgia. Por último, não é possível fazer mudanças durante a cirurgia para colocação do implante. Isso significa que em alguns casos o paciente deve fazer uma segunda cirurgia para completar o tratamento.

2.1.2 Biomodelos

Segundo **Meurer** (2002) e **Volpato** (2007) a metodologia de fabricação de biomodelos (termo amplamente utilizado para descrever os protótipos utilizados para fins de planejamento cirúrgico e outras aplicações médicas) é descrita como um desenvolvimento que exige forte integração das ciências biomédicas, informática e engenharia, agregando as tecnologias recentes das áreas de prototipagem rápida e diagnóstico de imagens.

Para **D'Urso** (1998) e **Santa Bárbara** (2006) biomodelagem é um termo genérico que designa a habilidade de replicar a morfologia de uma estrutura biológica em um modelo físico. É empregado para descrever o processo de captura de dados morfológicos de uma estrutura biológica, processamento desses dados por computador e geração do código requerido para a confecção do modelo físico, utilizando uma máquina de Prototipagem Rápida. O volume de dados a ser processado para a produção de biomodelos é considerável, o que exige um uso extensivo da informática.

2.1.2.1 Etapas do processo de obtenção do biomodelo

Meurer (2002) considera oito etapas no processo de obtenção dos biomodelos, a saber: (1) Seleção do paciente; (2) Aquisição das imagens em tomografia computadorizada = Arquivo formato DICOM; (3) Software específico - Manipulação das imagens - produz o modelo CAD; (4) Modelo CAD; (5) Conversão do Arquivo para o formato STL; (6) Determinação dos parâmetros de construção; (7) Construção do Biomodelo e (8) Pós-processamento.

Já **Lima** (2003) resume estas etapas em dois grupos, sendo: (1) obtenção tridimensional da geometria da região danificada, onde o diagnóstico de uma tomografia computadorizada pode ser apresentado em um formato virtual, ou seja, os resultados obtidos podem ser codificados como uma malha triangular, sendo esta malha convertida em um arquivo do tipo STL; (2) conversão deste arquivo virtual em um modelo físico para análise do problema, onde o arquivo STL é utilizado para a confecção do protótipo. Um modelo esquemático representando as etapas do processo de obtenção do biomodelo é apresentado na **Figura 2.3**. Por considerar as informações complementares, o diagrama representa uma adaptação das informações do processo de acordo com os dois autores citados.

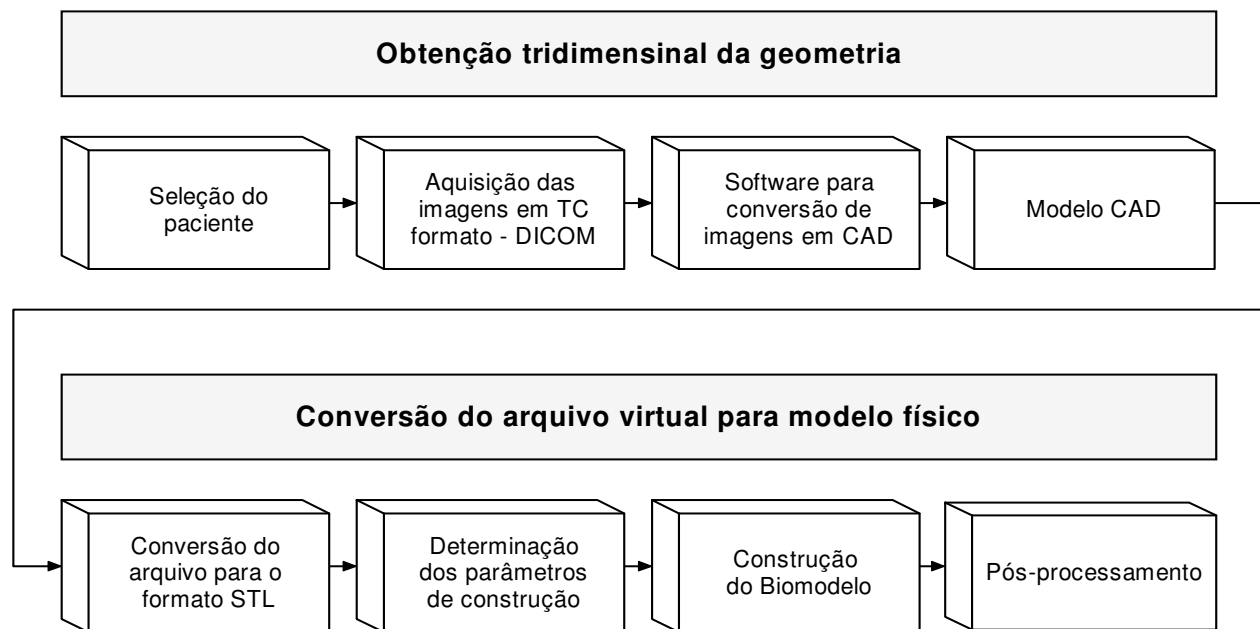


Figura 2.3 – Processo para obtenção de biomodelos (adaptado de Meurer, 2002 e Lima, 2003)

2.1.3 Protótipo virtual

O emprego da prototipagem rápida na área da saúde pressupõe a disponibilidade de dados de equipamentos de aquisição de imagens médicas do interior do corpo humano, tais como tomografia de raios-X (tecidos duros) e ressonância magnética (tecidos moles). O conjunto de imagens bidimensionais no formato DICOM, relativas aos diferentes fatias do corpo, são usadas na reconstrução da imagem 3D da região tomografada. Esta imagem 3D é chamada protótipo virtual. O arquivo que constitui este protótipo é transformado num padrão de leitura chamado

STL que é facilmente compreendido pelo equipamento de prototipagem rápida para executar a construção do protótipo físico. Este, quando aplicado na área médica, é conhecido como biomodelo (Ulbrich *et al.* 2006).

2.2 A diversidade de aplicações na área médica

A Figura 2.4 mostra a diversidade de aplicações de prototipagem rápida na medicina.

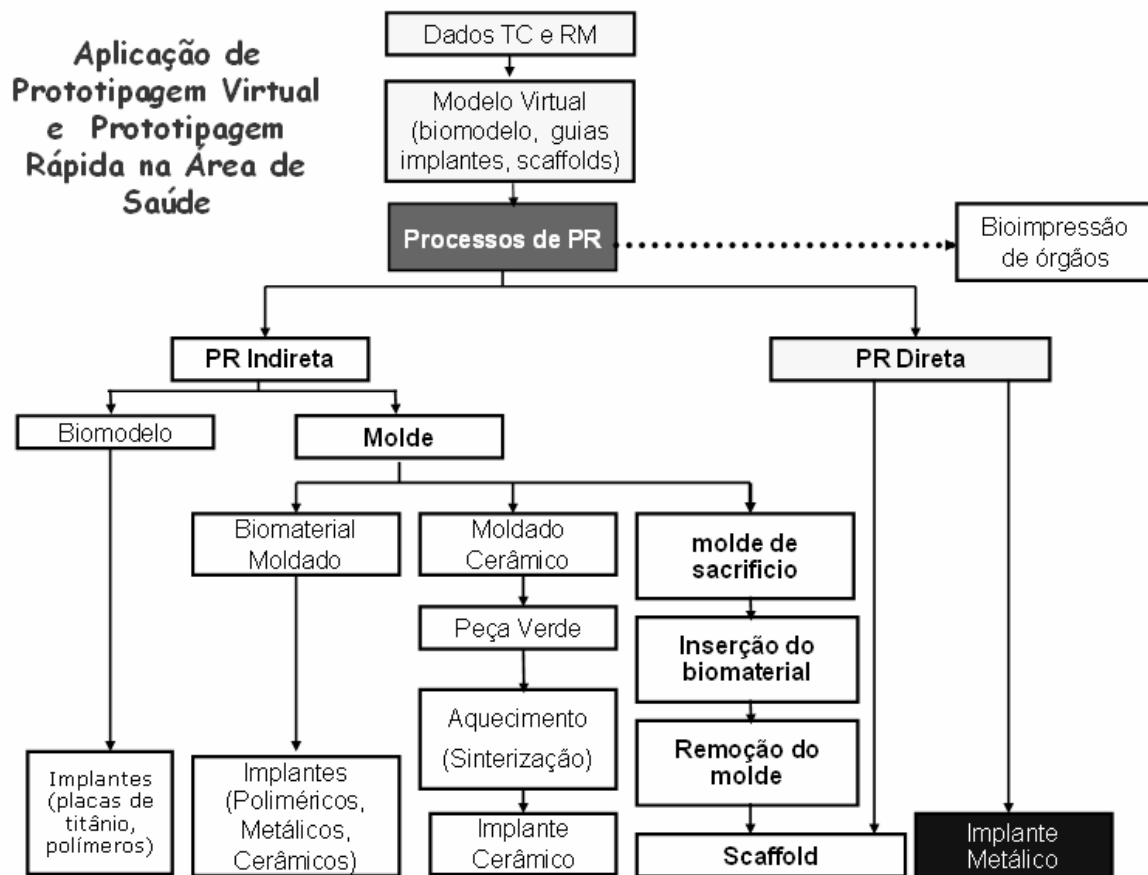


Figura 2.4 – Diagrama mostrando as aplicações de Prototipagem Virtual e Prototipagem Rápida na Área da Saúde com enfoque no processo direto de produção de implante metálico. (Ulbrich *et al.* 2006)

De modo geral as aplicações da prototipagem rápida na área da saúde são essencialmente cinco e requerem a utilização de diferentes materiais e, conseqüentemente, o emprego de diferentes tecnologias de prototipagem rápida. São eles: (1) Biomodelos para planejamento e treinamento cirúrgico em polímero ou gesso; (2) Guias para perfuração de ossos feitas em polímero; (3) *Scaffolds* de metais, cerâmicos, polímeros ou compósitos biocompatíveis; (4)

Implantes densos que podem ser construídos em metal, compósito, polímero, ou cerâmica ou compósito e (5) confecção de próteses. A prototipagem rápida aplicada à medicina é dividida em dois grandes ramos: indiretos ou diretos. Os processos indiretos geram moldes com os quais são construídos o biomodelo no seu material final de uso enquanto que nos diretos o biomodelo é obtido no material desejado, sem processos subsequentes. Se o material final é polímero ou gesso, caso de guias de perfuração, os processos são diretos (SLS, FDM, 3DP, SLA). Métodos diretos para cerâmica e metal estão sendo lançados recentemente no mercado e são estes últimos que vem sendo testados para a confecção de implantes personalizados (Ulbrich *et al.* 2006).

2.2.1 Aplicações em próteses

Herbert (2005) apresentou em seu trabalho alguns dos protótipos possíveis num planejamento cirúrgico e até mesmo na confecção de uma prótese para amputados com um ajuste mais confortável ao paciente. Segundo o autor, a meia (*socket*) é considerada um elemento de grande importância na construção de próteses. Cada meia é feita sob medida, desenhada unicamente para encaixar na geometria residual do membro do paciente. O *design* e manufatura de uma meia de prótese tradicionalmente tem sido um processo manual que utiliza gesso para capturar a forma do paciente e então utiliza técnicas artesanais para a sua manufatura. Dois casos foram manufaturados utilizando o equipamento Z402 da Z Corporation. Uma vez que as meias foram construídas, elas foram secadas em um forno a baixa temperatura e então infiltradas com resina de PU para melhorar suas propriedades mecânicas. As bordas de cada modelo foram acabadas manualmente e depois foi aplicado uma resina de cura. Os pacientes expressaram sua opinião de que as meias criadas com a tecnologia prototipagem rápida são mais confortáveis do que as confeccionadas pelos métodos tradicionais. A **Figura 2.5** em (a) mostra um paciente transradial usando uma meia criada para ele e em (b) mostra outro paciente de pé com meia transtibial. Contudo, porque a resistência do material ainda está sendo testada, decidiu-se reforçar o modelo com uma cobertura de resina de fibra de carbono ante do paciente apoiar seu peso na prótese. O autor demonstrou que a tecnologia de prototipagem rápida por 3DP pode ser usada para fabricar próteses do tipo meia que pacientes considerem mais confortáveis. Mais rápida do que as outras tecnologias de prototipagem rápida, o equipamento de 3DP pode ser diretamente instalado e não precisa de requisições especiais para assegurar uma operação segura. Ele é

simples de usar e pode permitir que os protéticos explorem todas as vantagens oferecidas pelas tecnologias CAD/CAM. Segundo ele, a resistência e durabilidade das meias produzidas com esta tecnologia ainda precisam ser estudadas e provadas. Contudo, tem sido demonstrado que a tecnologia pode ser utilizada para aplicações protéticas, e outros estudos podem ser conduzidos para avaliar a precisão dimensional do processo e as características mecânicas dos materiais utilizados.

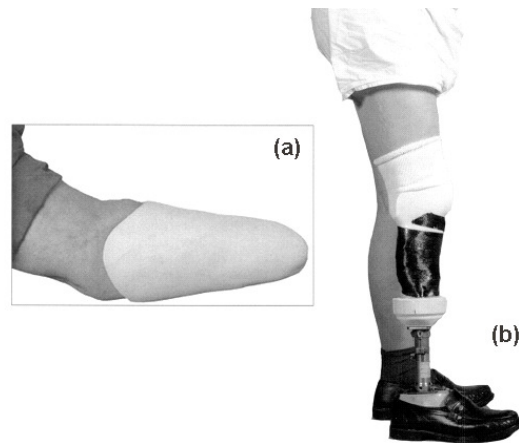


Figura 2.5 – Aplicações em próteses: (a) paciente transradial vestindo luva criada a partir da tecnologia de prototipagem por impressão tridimensional; (b) paciente transtibial vestindo meia criada com a mesma tecnologia e revestida resina de fibra de carbono reforçada (adaptado de Herbert, 2005)

Já Ng (2002) apresentou o desenvolvimento de um sistema CAM para prótese que utiliza a tecnologia de prototipagem rápida. O autor afirma que o modo tradicional de fazer uma meia protética a partir de um material termoplástico aquecido que é despejado em cima de um molde positivo, ou aplicando camadas de materiais de tecidos junto com resinas acrílicas em cima de um molde positivo. Este processo é extremamente trabalhoso e intensivo, e normalmente leva de dois a três dias para se fazer uma meia. O sistema reduz o tempo de manufatura da meia para menos de quatro horas. Estudos clínicos e biomecânicos estão sendo realizados para avaliar o conforto e ajuste da nova meia durante o processo de andar. Uma investigação preliminar mostrou que as características funcionais das novas meias são bem parecidas com as de uma meia tradicional. Três estágios podem ser observados, medição (*namely*), retificação e fabricação. Na **Figura 2.6** são registradas as medidas físicas (a) do coto do amputado e um modelo em gesso é criado. Um modelo positivo é criado (b) subsequentemente enchendo a envoltura lançada com gesso. Começam as retificações do modelo de gesso, tirando medidas do molde e comparando-as previamente com esse modelo assumido como padrão. Baseado em informações adquiridas em

experiências passadas, o molde é alterado mais adiante removendo ou acrescentando gesso a ele. O objetivo é criar uma cova para meia confortável de acordo com o porte de peso possibilitando um tecido macio do coto para ser comprimido a áreas de pressão tolerantes, e aliviar a pressão de áreas intolerantes. Uma vez que a retificação é completada (c), o material termoplástico limpo é despejado em cima do modelo de gesso positivo cria uma cova de cheque. Um ajuste preliminar (d) é realizado utilizando uma cova onde pode ser realizado um menor ajuste de forma pode ser alcançado reaquecendo a cova. Uma vez um que um bom ajuste estiver garantido, uma cova definitiva é fabricada. Isto é realizado recriando um gesso molde positivo a partir da cova de cheque. Dependendo do material final da cova, ela pode ser formada por vácuo ou aplicando camadas de materiais de tecidos junto com resinas acrílicas em cima do molde positivo. Para concluir a cova, os outros componentes do membro artificial são incorporados. Um exemplo de cova realizado neste sistema está ilustrado na **Figura 2.7**.

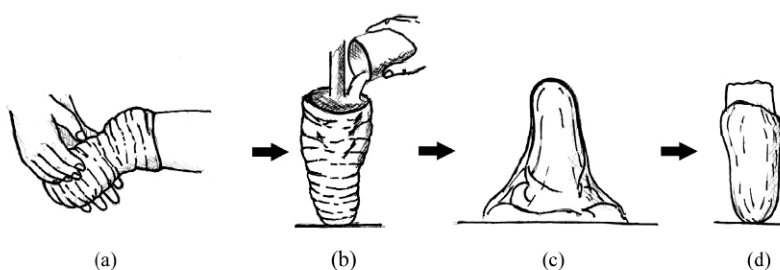


Figura 2.6 – Aplicações em próteses: Estágios de medição e retificação convencional (Ng, 2002)

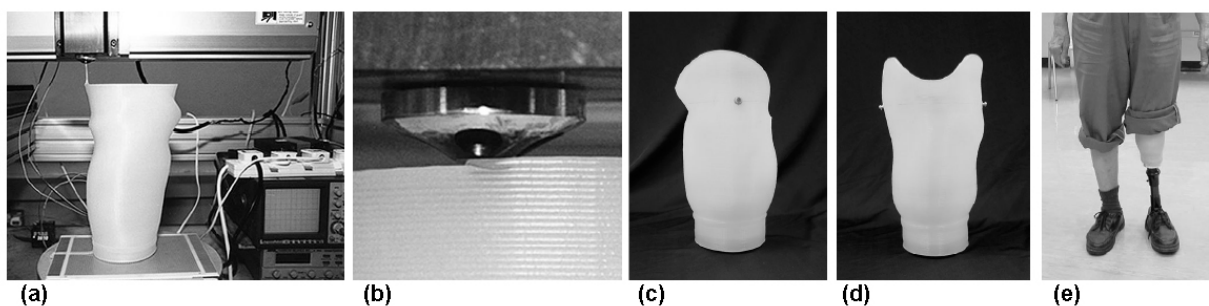


Figura 2.7 – Aplicações em próteses: Ilustração de um sistema CAM para confecção de prótese: (a) tem-se uma vista do equipamento; (b) detalhe do bico aplicando material termoplástico aquecido; (c) e (d) modelo criado pelo sistema e (e) modelo sendo utilizado pelo paciente (adaptado de Ng, 2002)

2.2.2 Aplicações em vias aéreas

Clinkenbeard (2002) apresentou uma técnica de prototipagem rápida que foi utilizada para manufaturar detalhes de um modelo de árvore de estrutura traceobronquial. O objetivo foi

demonstrar que a manufatura por prototipagem rápida de estruturas respiratórias podem promover um bom padrão de modelo para estudos das vias respiratórias. Adaptações destes modelos para representações podem promover a exploração da pesquisa farmacêutica com o objetivo de desenvolver drogas que possam ser inaladas via aerosol A **Figura 2.8** ilustra esta aplicação.

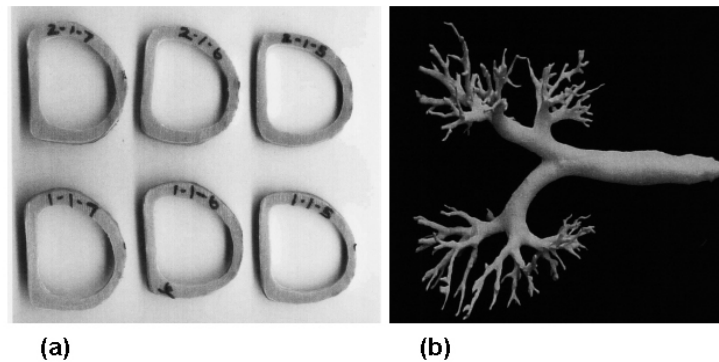


Figura 2.8 – Aplicações em vias aéreas: (a) secções de traquéias e (b) modelo completo em prototipagem (Clinkenbeard, 2002)

2.2.3 Aplicações em máscaras de tratamento de câncer

Beer et al (2005) descreve uma aplicação da prototipagem rápida associada ao tratamento de câncer de pele. Segundo o autor, a Enciclopédia “*Concise Encyclopaedia of Science and Technology*” descreve o câncer como "um grupo de doenças nas quais algumas células do corpo modificam a sua natureza e começam a se dividir incontrolavelmente. Elas podem formar um tumor maligno que aumenta e pode esparramar a tecidos adjacentes. Em muitos casos células de câncer entram na corrente sanguínea e são levadas a partes distantes do corpo". Embora a taxa de mortalidade devido ao câncer de pele seja alta, o tratamento pode curar a doença quando aplicado no estágio inicial. Os tratamentos incluem excisão cirúrgica, terapia de radiação, quimioterapia ou combinações entre eles. Os dois últimos métodos são usados destruir ou reduzir a velocidade de crescimento das células cancerígenas. A dificuldade, contudo, é fazer assim sem danificar o tecido saudável. A prototipagem rápida oferece numerosas possibilidades para apoiar a profissão médica. Na radioterapia, é necessário fazer uma diferenciação entre o tratamento do câncer superficial e o profundo. A radiação de câncer de pele (geralmente encontrado em pessoas de países com uma intensidade alta de sol) é um exemplo típico de tratamento de câncer superficial enquanto o tratamento profundo envolverá tratamento a radiação de órgãos internos, glândulas e

assim sucessivamente. O estudo proposto pelo autor tem foco em um processo que utiliza fotografia 3D, prototipagem rápida e um *spray* de metal para "fabricar" um escudo para proteger o tecido saudável durante o tratamento de infiltração de câncer superficial. Os modelos resultantes deste trabalho podem ser visualizados na **Figura 2.9**. Ao contrário do processo convencional, os dados que são capturados pela fotografia 3D provaram ser um método efetivo, tanto em relação a redução dos tempos levados, como também ao fato que nenhum contato físico com o paciente é necessário. A prototipagem rápida embora seja rápida e eficiente, infelizmente é mais cara que o método convencional. Porém, se o trauma do paciente e o custo da produção (horas/homem), as habilidades necessárias o armazenamento especializado e desperdícios de material forem levados em conta, os custos de prototipagem rápida torna-se um fator menor. O alto grau de precisão e a velocidade envolvida no processo de fotografia 3D e v elimina problemas prévios como inexatidão devido ao movimento durante a fixação das bandagens de gesso, e oferece melhor isolamento/tratamento devido a definição melhorada das extremidades da face, como o queixo. Devido à natureza do método combinado prototipagem rápida e fotografia 3D, unidades de radiografia que não tem acesso ao suporte da engenharia biomédica podem ser alimentados à distância. A reciclagem de material também se torna um processo muito mais amigável, com benefícios também nos impactos das instalações de hospital, e possivelmente na evolução dos custos da prototipagem rápida.



Figura 2.9 – Aplicações em máscaras de tratamento de câncer : Modelo em prototipagem rápida e máscara com *spray* de metal (Beer, 2005)

2.2.4 Aplicações em modelos auriculares

Wu (2005) relata um método moderno para a fabricação de formas complexas em *scaffolds* tridimensionais que foi desenvolvido combinando moldes de compressão. Os *scaffolds* resultantes de várias formas, incluindo alguns modelos como aurículas, foram feitos de PDLLA (*poly(D,L-lactic acid)*) e PLGA (*poly(D,L-lactic-co-glycolic acid)*). Uma mistura particular de polímero foi preparada primeiro pelo método convencional de molde indireto e então foi moldado em um molde de design combinado entre rígido e flexível especialmente projetado com facilidades de formas para desmoldar durante o processo de fabricação. A moldagem foi realizada a uma temperatura moderada, acima da temperatura de transição e abaixo da temperatura de fluxo destes polímeros amorfos. Então, um *scaffold* poroso foi obtido. Os poros são altamente interconectados e uniformemente distribuídos, tanto no tamanho e quanto na superfície externa dos *scaffolds*, cuja porosidade pode exceder a 90%. As propriedades mecânicas dos *scaffolds* porosos resultante são satisfatórias como determinado pelas medidas de módulo de compressão e compressão de ruptura a 10% de tensão. Uma boa viabilidade da sementeação de células foi confirmada. Este moderno método de fabricação é promissor na engenharia de tecido por causa de sua habilidade de produzir *scaffolds* porosos de formas (anatomicamente) precisas e complexas. De acordo com a **Figura 2.10**, as formas se assemelham a aurículas reais, e a precisão de fabricação é suficientemente alta. Também podem ser fabricados *scaffolds* porosos com outras formas complexas. Claro que, este método é muito mais fácil de ser usado para fabricar *scaffolds* simplesmente amoldados, como cilindros. As vantagens principais deste moderno método de fabricação estão na grande habilidade de moldar, simples *design* e preparação de molde e fácil extração do molde. Além disso, a aproximação é suficientemente flexível para ser utilizado em polímeros diferentes.

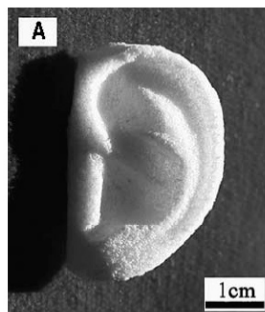


Figura 2.10 – Aplicações em modelos auriculares: *Scaffold* poroso de PLGA85/15 em forma de orelha (Wu, 2005)

2.2.5 Aplicações em modelos de fêmur

Cheah et al. (2004) mostram um modelo de *scaffold* fabricado por engenharia de tecido (TE - *Tissue Engineering*) através do processo de integração de imagens médicas, técnicas de manipulação de dados, modelos tridimensionais e prototipagem rápida para a produção de fêmur. O objetivo é promover uma solução genérica para a produção de *scaffolds* que possam satisfazer potencialmente as diversas exigências de aplicações de engenharia de tecido. No trabalho apresentado, uma biblioteca paramétrica moderna de células de unidade poliédricas abertas foi desenvolvida para ajudar o usuário a projetar o microarquitetura do *scaffold* de acordo com as exigências de sua aplicação final. Uma vez que o *design* da unidade de célula poliédrico aberto é selecionado e é classificado segundo o tamanho, um algoritmo especialmente desenvolvido é empregado para unir a microarquitetura do *scaffold* enquanto é adequado à geometria externa da anatomia do paciente gerada pelos dados de imagens médicas.

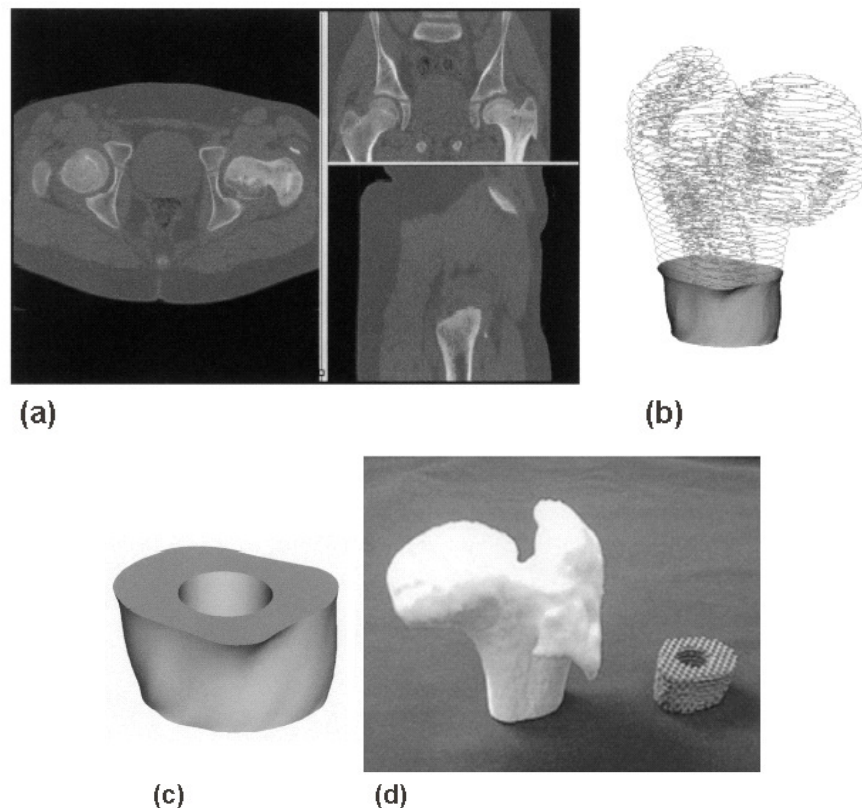


Figura 2.11 – Aplicações em modelos de fêmur: (a) exemplo de imagens médicas a partir de CT da região do fêmur; (b) reconstrução de superfície tridimensional; (c) modelo tridimensional do osso segmentado; (d) modelo em prototipagem rápida de cabeça do fêmur e estrutura *scaffold* do osso segmentado (Cheah et al, 2004)

Ulbrich et al. (2006) apresentaram um trabalho sobre o desempenho inadequado de implantes ortopédicos que pode ser causado, por dois fatores básicos, dentre outras causas clínicas e cirúrgicas: qualidade do biomaterial e geometria do implante. Este último fator torna-se ainda mais crítico em situações nas quais o implante é submetido a intensas solicitações mecânicas como é o caso da cabeça de fêmur. Neste trabalho foram avaliados os principais problemas relacionados aos implantes de cabeça de fêmur e as possíveis soluções apresentadas por três tecnologias emergentes de prototipagem rápida direta de metais – DMLS, LENS, EBM. Assim como a prototipagem rápida em polímero e gesso vem se consolidando como uma ferramenta muito útil em planejamento e treinamento em cirurgias reparadoras crânio-faciais, inclusive provendo moldes para a construção de implantes anatômicos de polímero, a oferta da mesma tecnologia em metal pode trazer importantes contribuições não apenas para os implantes crânio-faciais como também para implantes de fêmur. Além do recurso anatômico, isto é, de se construir em metal um implante femoral personalizado, a prototipagem rápida direta de metais, significa a oferta de novos materiais. Isto graças ao grande potencial de controle micrométrico da estrutura dos materiais que pode ser atingido por estas tecnologias emergentes. Com EBM é possível obter excelente controle de tamanho, geometria e localização de poros num implante. Com LENS é possível grande controle ao nível composicional/dimensional, isto é, obter estruturas lamelares com gradientes de composição. Com DMLS estes controles dimensionais e composicionais também são possíveis. Portanto, tem-se com estas novas tecnologias uma queda de paradigma na arte/ciência de construção de implantes tanto ao nível anatômico como em funcionalidade dos materiais. Novos materiais biomecânicos serão possíveis ao juntar aos recursos nanométricos (controle ao nível atômico e molecular) aos recursos micrométricos (alto controle da distribuição da geometria, dimensões e distribuição espacial de poros e também distribuição de gradientes mecânicos). A oferta dessas tecnologias pode criar novas linhas de pesquisa para os pesquisadores que simulam o desempenho mecânico de estruturas utilizando ferramentas computacionais como o Método dos Elementos Finitos. Com estas tecnologias vislumbra-se que, em breve, a prototipagem rápida será um recurso amplamente considerado pelos cirurgiões de fêmur assim como está ocorrendo com as cirurgias crânio-faciais.

Noritomi (2005) mostrou em seu trabalho o desenvolvimento de uma metodologia para análise de problemas de bioengenharia, aplicando modelagem numérica de tensões e

deformações, baseada no método dos elementos de contorno com formulação 3D para meios transversalmente isotrópicos lineares, incluindo a capacidade de simulação do comportamento de remodelagem óssea superficial. O modelo de remodelagem óssea superficial baseou-se na hipótese de estímulo biológico por campo de deformação, partindo de um modelo 2D, adaptado para o espaço 3D com o uso de deformações principais como grandezas de referência. As implementações foram testadas através de análises numéricas de problemas com solução analítica e validações com resultados de aplicações comerciais baseadas em elementos finitos, para problemas padrão de engenharia, bem como comparações com resultados da literatura para problemas de bioengenharia. A análise dos resultados mostrará que, tanto a metodologia quanto as implementações são funcionais, oferecendo uma base sólida para desenvolvimento e teste de novas soluções de bioengenharia. A análise de elementos finitos nestes modelos poderia ser reproduzida em modelos físicos coloridos a partir da prototipagem rápida com impressão colorida.

Sachs et al (2000) afirma que as tecnologias de prototipagem rápida podem criar uma parte física diretamente de um modelo digital acumulando camadas de um determinado material. Esta flexibilidade permite criar na geometria novos atributos de produto que não poderiam ser feitos com as tecnologias existentes. Para isto ser possível, porém, vários ambientes de *design* inclusive processos de fabricação diferentes precisam ser considerados. O objetivo do autor foi propor um paradigma de automatização de *design* para a fabricação de um novo atributo de produto, uma macro-textura de superfície. A macro-textura de superfície é um tipo de atributos novo de produto que pode ser feito através de técnicas de prototipagem rápida. Esta textura pode ser definida como um jogo de características geométricas criado em três dimensões na superfície do modelo CAD de um objeto. A macrotextura de superfície em implantes ortopédicos, por exemplo, ajudas a fixação permanente de um implante de osso adjacente. Neste caso, a aparência da macro-textura e suas características de textura são extremamente minúsculas (sub-milímetro) e repetitivas como ilustrado na **Figura 2.12**. Com o objetivo de realizar o método de *design* proposto, primeiramente uma superfície base é definida. Nesta geometria uma estratégia de distribuição paramétrica é utilizada para minimizar a energia da geometria da macro-textura, respeitando as restrições de *design* interno e externo. Em segundo, um arquivo com a informação unificada para a submissão das capacidades industriais é criado para capturar o menor

denominador comum da capacidade industrial de produzir o padrão entre os processos de RP diferentes. Em terceiro, as regras de *design* são formuladas e as ferramentas de *design* automatizadas são introduzidas para resolver os problemas de restrição de geometria obedecendo às regras estabelecidas.

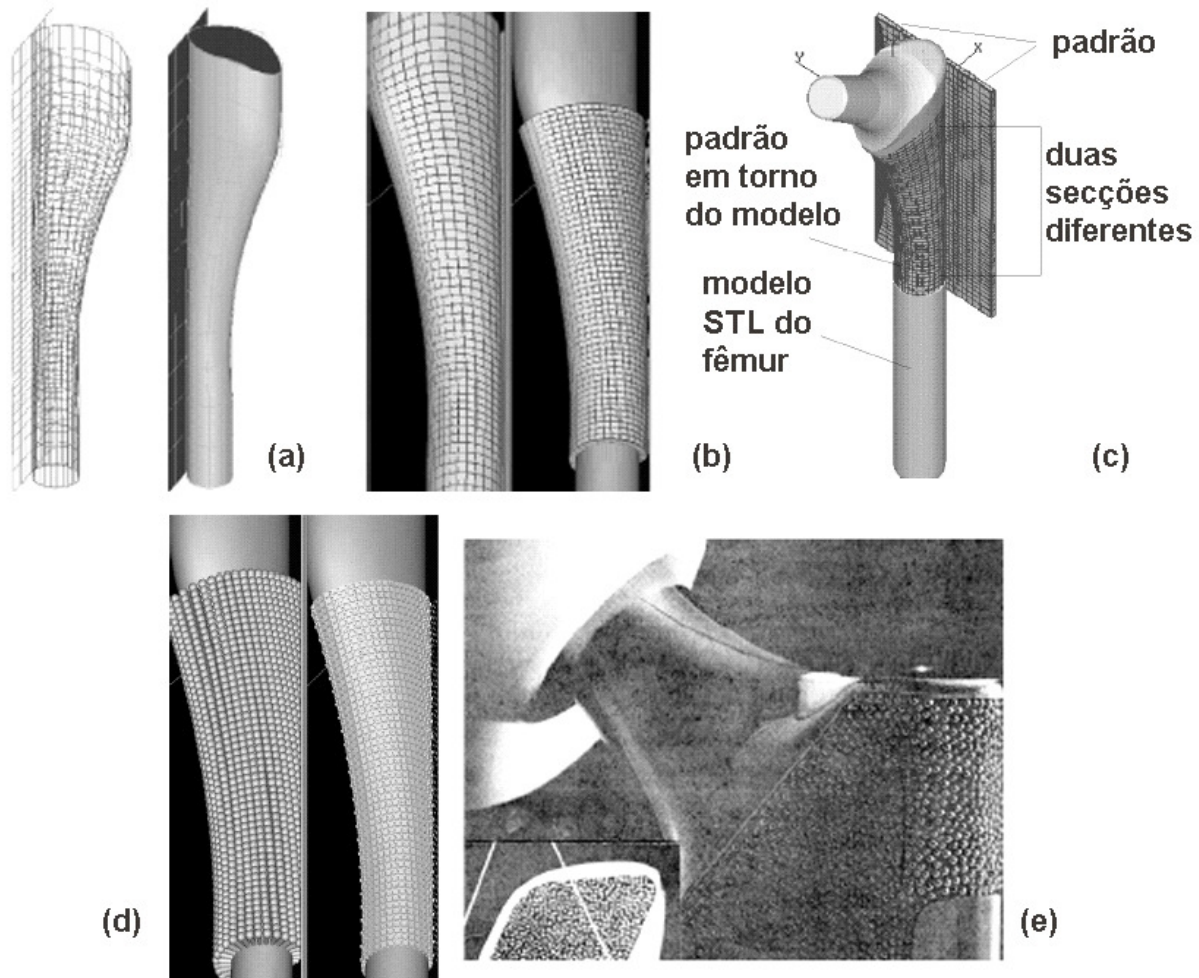


Figura 2.12 – Aplicações em modelos de fêmur: (a) superfície aproximada e modelo STL; (b) *design* regular da textura no modelo; (c) projeção da textura (d) exemplo de textura superficial em um implante ortopédico (adaptado de Sachs, 2000)

2.2.6 Aplicações em modelos de braço

Truscott et al. (2006) mostrou um estudo sobre o uso de prototipagem rápida em um implante no braço de um paciente. Neste trabalho os autores mostraram que depois de receber dados da tomografia computadorizada fornecidos pelo cirurgião, uma representação visual de estruturas de osso pode estar pronta dentro de 24 e 48h para casos menos complexos. Após a

aprovação das imagens pelo cirurgião, um modelo de prototipagem rápida pode estar disponível dentro outras 24h. Este modelo de prototipagem rápida pode ser utilizado para interação com o cirurgião para projetar o implante exigido. Porém, o implante de titânio foi manufaturado utilizando uma fresadora CNC convencional. A disponibilidade de um sistema de produção direta de modelos em metal que seja satisfatório para aplicações médicas insinuaria que um implante de titânio pudesse estar pronto dentro de uma escala de tempo semelhante. A produção direta destes implantes promete trazer uma melhoria em processos convencionais, como as máquinas usinagem CNC. O estudo de caso demonstra a necessidade de *design* específico dos pacientes e conseqüentemente, implantes específicos em certos exemplos, como para minimizar trauma, acelerar a recuperação e maximizar o potencial para recuperação de membros afetados. A **Figura 2.13** ilustra esta aplicação.

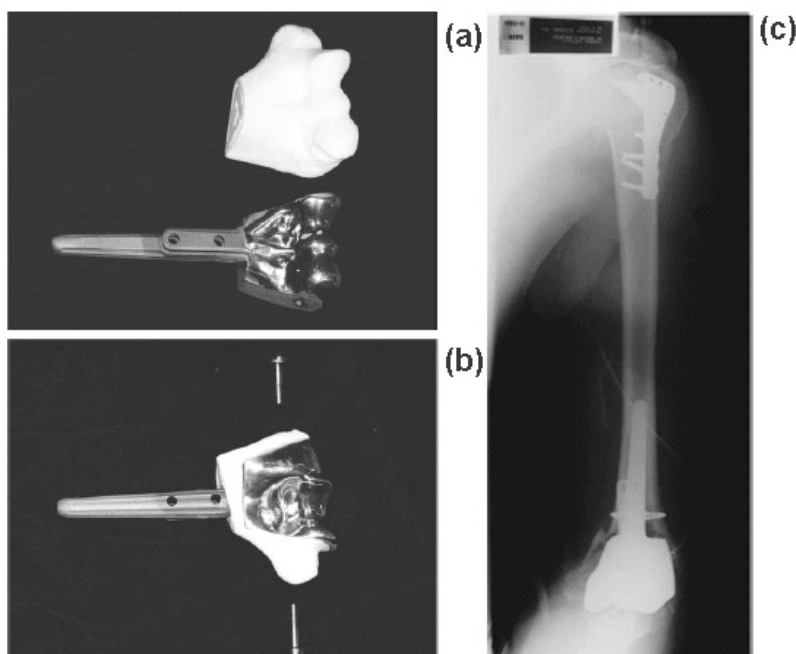


Figura 2.13 – Aplicações em modelos de braço: (a) implante em titânio e geometria original em prototipagem rápida; (b) implante em titânio inserido em modelo de osso residual e (c) raio-X do implante interno no braço no braço do paciente (Truscott *et al.*, 2006)

2.2.7 Aplicações em modelos odontológicos

Segundo **Bibb et al** (2006) durante a última década as tecnologias de CAD/CAM e prototipagem rápida foram empregadas na odontologia, mas predominantemente para a fabricação de coroas e pontes. Porém, houve pouca pesquisa no uso de tais métodos no campo da

dentadura parcial removível (RPD – *removable partial denture*). Ainda que as tecnologias de prototipagem rápida e manufatura rápida tenham promovido aplicações dentais com sucesso, a falta de software de *design* satisfatório restringiu sua aplicação. As vantagens potenciais oferecidas pela introdução de CAD no campo de RPD incluem determinação automática de um caminho sugerido de inserção, eliminação imediata de cortes não desejados na parte externa da face e a identificação igualmente rápida de cortes úteis que são cruciais na tecnologia dental. As vantagens potenciais de uma aproximação de manufatura rápida estão na redução do tempo de fabricação, repetibilidade inerente, e eliminação de variação do operador. Neste trabalho o autor buscou investigar as implicações de adotar tecnologias de CAD/CAM/PR em tecnologia dental e se este conjunto é apropriado para contribuir com a diminuição de erros final do processo. A **Figura 2.14** ilustra esta aplicação.

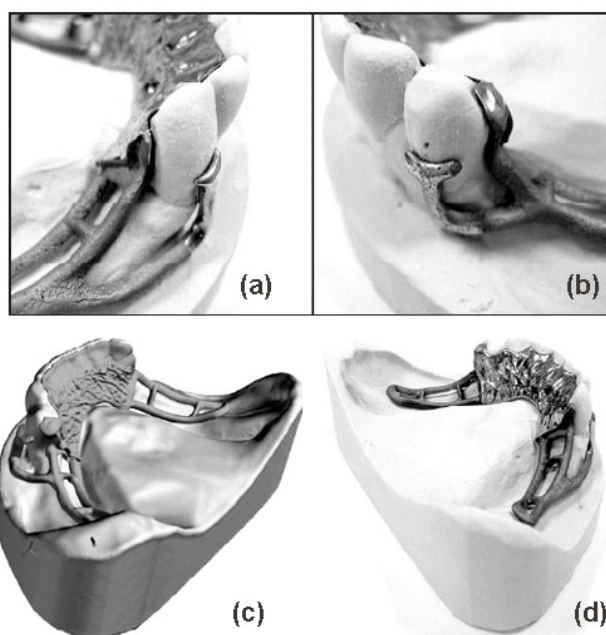


Figura 2.14 – Aplicações em modelos odontológicos: (a) e (b) vistas da estrutura em modelo de paciente, (c) estrutura de RPD em modelo CAD e (d) modelo físico final (adaptado de Bibb *et al.*, 2006)

Booyesen *et al* (2006) demonstrou como a utilização de protótipos funcionais pode possibilitar a completa interação do *design* (envolvendo análises de todos os critérios) repetidamente até que o modelo aperfeiçoado seja alcançado. Um benefício particular de protótipos funcionais por prototipagem rápida é que eles são prontamente compreendidos por desenhistas industriais, engenheiros industriais, engenheiros de produção e até mesmo o cliente final. A **Figura 2.15** ilustra esta aplicação.

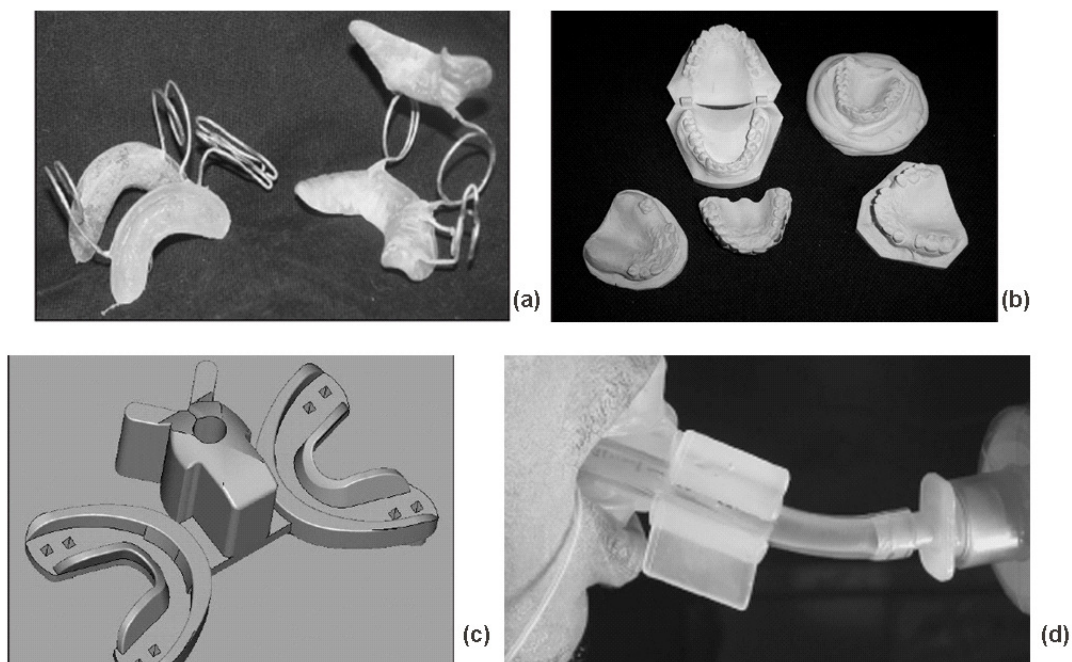


Figura 2.15 – Aplicações em modelos odontológicos: (a) primeiro projeto do produto mostrando o conceito; (b) modelos impressos utilizado para criar a forma genérica do modelo; (c) aprimoramento da geometria para facilitar as requisições dos equipamentos de anestesia e (d) modelo funcional em uso (adaptado de Booyesen, 2006)

Zandoná (2003) e **Foggiato** (2006) descrevem a utilização de um biomodelo em ABS construído numa máquina de Prototipagem Rápida (FDM 2000 – UTFPR) para auxiliar o tratamento de um paciente que apresentava ausência de alguns dentes e há uma extração prevista. Na fase pré-cirúrgica *in-vitro*, realizada em ambiente estéril foi feita a ajustagem e a fresagem dos blocos ósseos adaptando-os sobre o biomodelo prototipado; e na fase cirúrgica *in-vivo* foram instalados os blocos na paciente, fixados por parafusos como na técnica convencional de enxerto em blocos (**Figura 2.16**).

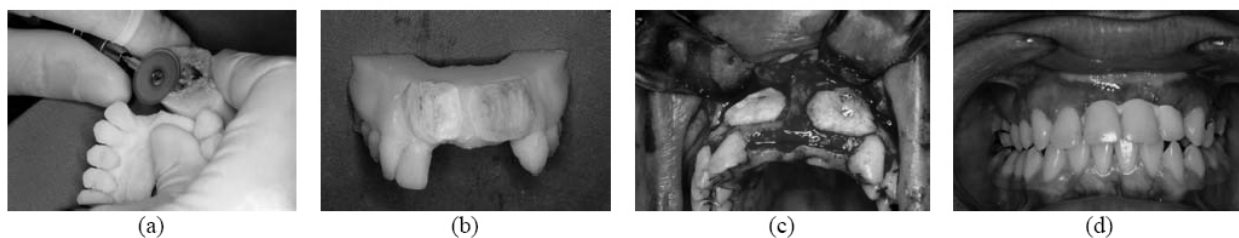


Figura 2.16 – Aplicações em modelos odontológicos: (a) preparo dos blocos ósseos; (b) ajuste no biomodelo; (c) fixação no paciente; (d) resultado final (adaptado de Zandoná, 2003 e Foggiato, 2006)

2.2.8 Aplicações de modelos na região cranial

Nakajima (2005) relata o uso de modelo tridimensional (3D) na região cerebrovascular para reconstruir imagens de ressonância magnética para planejar cirurgias de 16 pacientes com várias anomalias para determinar as vantagens e limitações atuais deste tipo de sistema de planejamento cirúrgico assistido por computador como aplicação ao tratamento de lesões vasculares. No planejamento cirúrgico foi utilizado o modelo 3D para quatro propósitos: (1) facilitar a seleção da intervenção apropriada (observação, embolização cirúrgica, cirurgia, ou radiocirurgia); (2) avaliar o risco operatório em casos cirúrgicos; (3) visualizar as relações entre a patologia e o estado normal assim como selecionar a aproximação não-invasiva cirúrgica e o pré-operatório e (4) localizar as lesões intra-operatórias em conjunto com imagens de vídeo. Os modelos também foram utilizados para melhorar o treinamento do pessoal residente. As imagens da **Figura 2.17** ilustram um paciente que apresentou com uma dor de cabeça causada por uma hemorragia intraventricular. Um modelo 3D foi criado a partir do angiograma 3D de contraste.

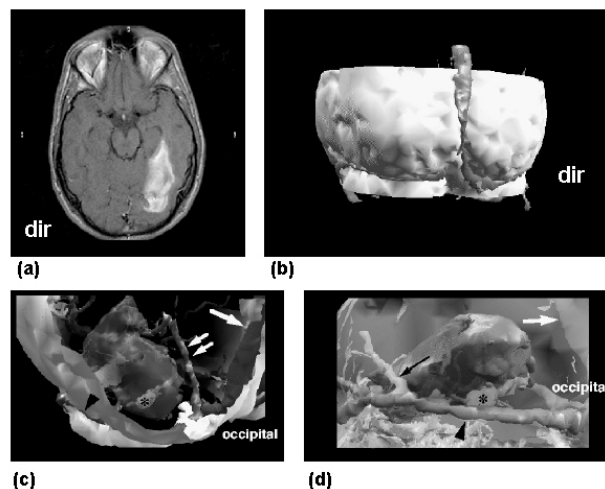


Figura 2.17 – Aplicações de modelos na região cranial: (a) visualização do hematoma no lado esquerdo; (b) vista posterior do mesmo modelo em 3D; (c) simulação assistida por computador do transcortical e (d) outra simulação sendo esta suboccipital (adaptado de Nakajima, 2005)

Um caso de separação das gêmeas siamesas, conhecidas como "Pequenas Marias", que nasceram na Guatemala, em 2001 (**Figura 2.18**) unidas pelo crânio e com os rostos virados em direções opostas. A separação foi realizada na UCLA Medical Center, na Califórnia, após dois meses de preparação. A equipe médica utilizou no planejamento cirúrgico vários biomodelos em estereolitografia, entre eles, alguns que reproduziam os vasos sanguíneos das meninas. A Figura

5 ilustra as gêmeas antes e depois da cirurgia de separação, bem como a simulação realizada no biomodelo. A utilização dos biomodelos encurtou para 25% o tempo usualmente gasto em procedimentos semelhantes (Foggiato, 2006).

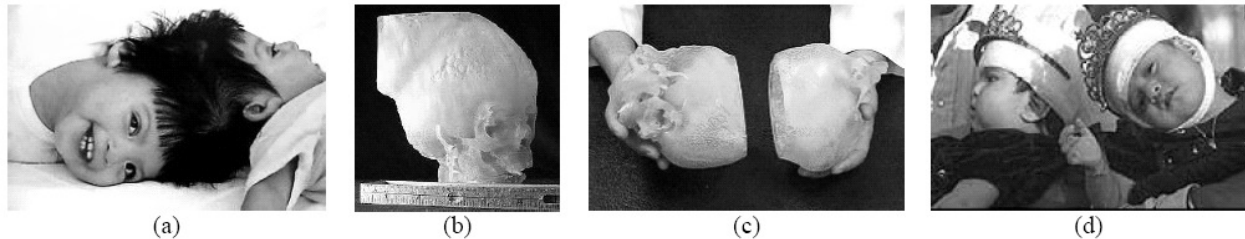


Figura 2.18 – Aplicações de modelos na região cranial: (a) gêmeas unidas pela cabeça; (b) biomodelo em estereolitografia (c) definição do plano de corte; (d) gêmeas após separação (Foggiato, 2006)

2.2.9 Aplicações de modelos na veterinária

Xiong (2005) mostrou uma aplicação de implante com uso de *scaffold* em um coelho e um cão. A **Figura 2.19** mostra que os implantes repararam com sucesso os defeitos e a regeneração do osso apresentou propriedades similares as de um osso saudável. Os resultados destes experimentos com implantes mostram que os *scaffolds* com BMP têm boa propriedade indutiva e condutiva e que os *scaffolds* têm boa compatibilidade e propriedade de biodegradação. Embora este trabalho tenha como objetivo uma aplicação em seres humanos, é possível ter uma idéia da dimensão de aplicação desta tecnologia também em animais.

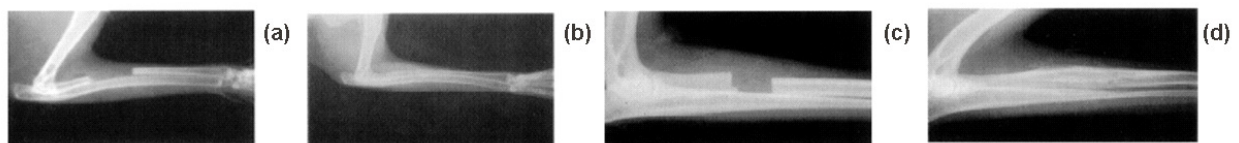


Figura 2.19 – Aplicações de modelos na veterinária: Imagens radiográficas de experimentos com *scaffolds*: (a) reparo do osso radio de um coelho logo após a cirurgia; (b) mesmo animal 12 semanas depois; (c) reparo do osso radio de um cão logo após a cirurgia e (d) mesmo animal 24 semanas depois (adaptado de Xiong, 2005)

Capítulo 3

Obtenção de dados a partir de tomografia computadorizada

A **Figura 3.1** ilustra a abordagem dada ao item obtenção de dados através de tomografia computadorizada. Este capítulo tem como objetivo explorar os princípios de reconstrução tomográfica, sua evolução, as etapas do processo e uma breve análise do formato DICOM.

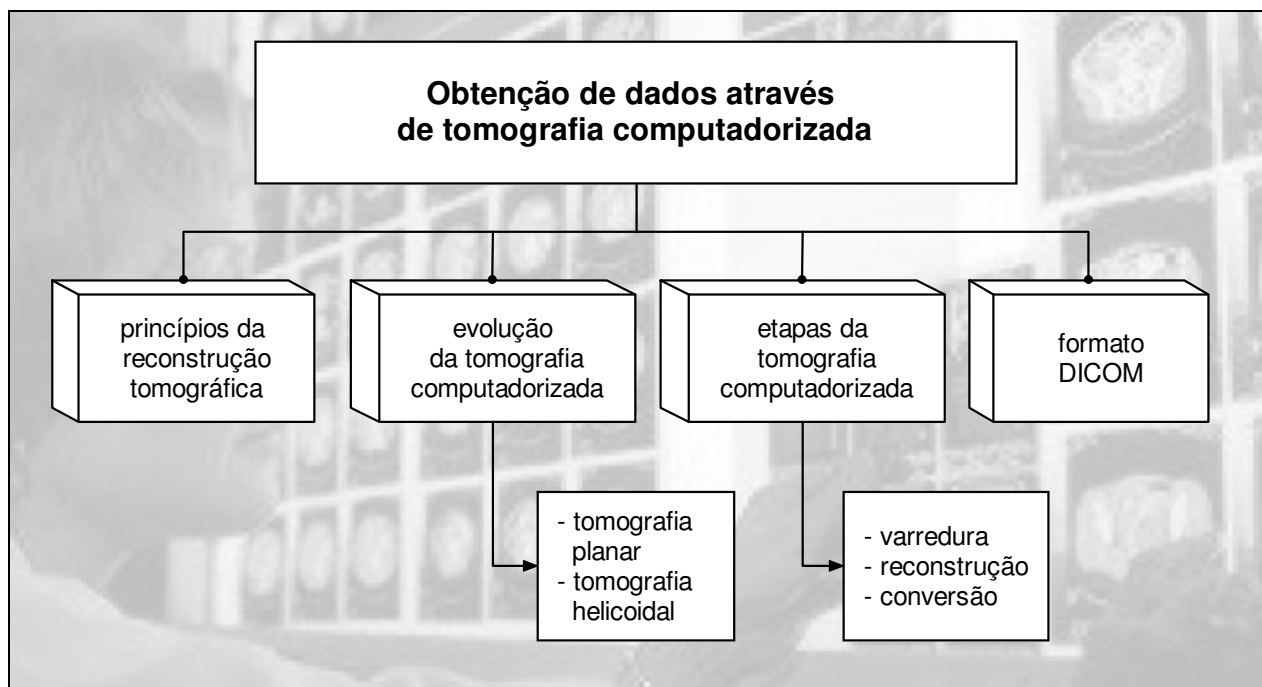


Figura 3.1 – Tomografia computadorizada – diagrama esquemático

3.1 Princípios da reconstrução tomográfica

A tomografia computadorizada (*Computed Tomography*), também denominada “*CAT scanning*” (*Computed Axial Tomography*), combina o uso de um computador digital juntamente a um dispositivo de radiografia giratório (*gantry*) para criar imagens seccionais transversais detalhadas ou "fatias" (*slices*) de diferentes órgãos e partes do corpo como os pulmões, fígado, rins, pâncreas, pélvis, extremidades, cérebro, coluna vertebral e vasos sanguíneos. As principais vantagens dos sistemas de tomografia sobre a radiologia sobre as imagens de radiologia convencional são a capacidade de fornecer contraste em tecidos moles e de gerar visões na direção de propagação do feixe de raios-X (**Costa**, 2007).

Desde o primeiro modelo de *Godfrey Hounsfield*, o desenvolvimento da tomografia computadorizada proporcionou avanços nunca imaginados no diagnóstico por imagens. (**Meurer**, 2002). Reconstruções em vários planos de uma imagem permitindo a visualização detalhada das estruturas desejadas são hoje uma rotina nos centros de diagnóstico. Outro grande avanço na área do diagnóstico por imagens é a tomografia computadorizada tridimensional (TC3D), onde um software reconstrói os cortes tomográficos bidimensionais, permitindo a visualização na tela do computador de uma perspectiva de profundidade. A imagem da tomografia computadorizada é a representação produzida por um computador das secções de corte de um objeto gerada a partir da manipulação matemática de milhares de medidas individuais da atenuação do feixe de raios-X. Na aquisição dos dados, o tomógrafo computadorizado executa várias incidências de um mesmo corte para que seja possível construir a imagem desta fatia. Na unidade de processamento, os dados brutos são transformados em imagens, que serão visualizadas em um monitor (**Bontrager**, 1993).

Já **Santa Bárbara** (2006) e **Spoor** (2000) afirmam que a tomografia computadorizada constitui-se num aparelho onde a ampola que emite os raios-X gira 360 graus, fazendo uma circunferência completa em torno do corpo do paciente, localizado em uma câmara ou invólucro, chama de *gantry*. A geometria do feixe é definida por uma fenda, por onde passa uma pequena parte do feixe, chamada de colimador, cuja largura de abertura pode ser controlada pelo operador. A **Figura 3.2** ilustra este princípio de funcionamento.

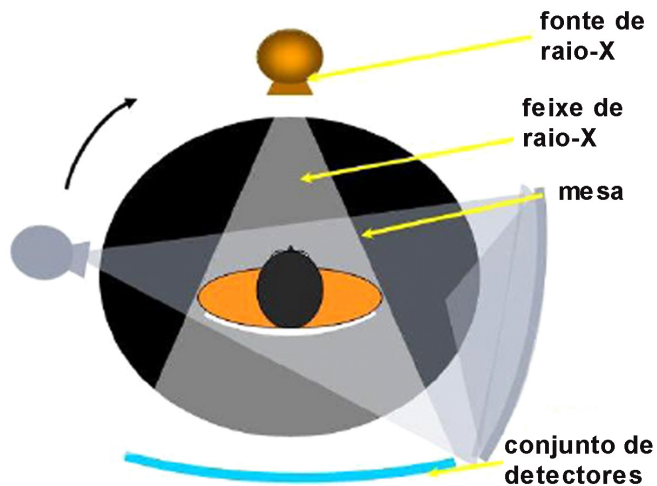


Figura 3.2 – Formação da imagem da Tomografia Computadorizada (Santa Bárbara, 2006)

A imagem radiográfica convencional é resultado da detecção de fótons de raios-X que não foram absorvidos durante a exposição ao paciente. Desta forma, a radiografia consiste em uma imagem de transmissão, ou seja, é uma projeção plana do perfil espacial de absorção dos tecidos. Toda a noção de profundidade é perdida (**Figura 3.3**). Este problema pode ser contornado através do uso de um par de imagens estereoscópicas. Duas imagens radiográficas obtidas em diferentes ângulos podem ser utilizadas para localizar as coordenadas espaciais de uma lesão. Este procedimento é utilizado em sistemas para biópsia mamográfica estereotáxica. Nestes equipamentos, um dispositivo localizador utiliza a composição de duas radiografias (em ± 15 graus) para guiar a unidade de biópsia, colhendo a amostra de tecido com um mínimo de injúria (**Costa, 2007**).

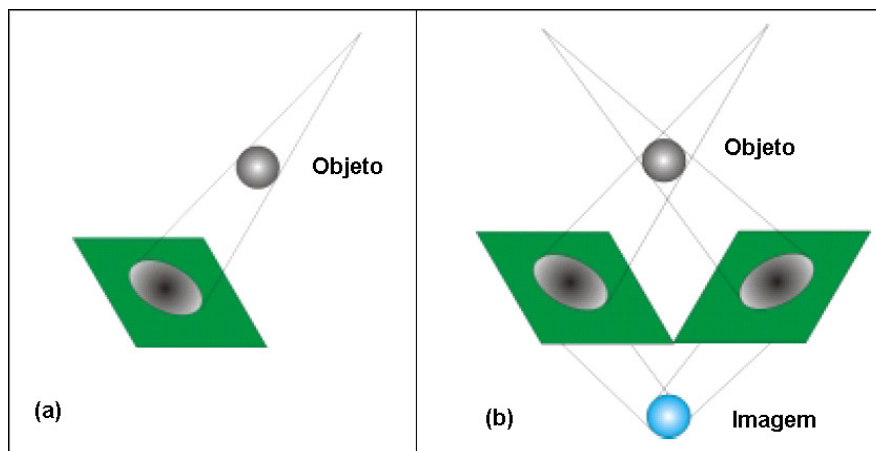


Figura 3.3 – (a) Projeção plana do perfil de absorção em radiografia convencional e (b) Radiografia estereoscópica esquemática (Costa, 2007)

3.2 A evolução da tomografia computadorizada

Uma definição da evolução da tomografia computadorizada é apresentada por **Santa Bárbara** (2006) e está representada na **Tabela 3.1**.

Tabela 3.1 – Evolução da tomografia computadorizada (adaptado de Santa Bárbara, 2006)

Evolução da Tomografia Computadorizada	
Radiografia de filme plano	Em radiografias de filme plano convencional um objeto é localizado entre a fonte de emissão e um filme sensível aos raios-X. A imagem do objeto assim formada representa a distribuição e o grau de atenuação dos raios-X que passam através do objeto.
Tomografia convencional (planigrafia)	A tomografia convencional, também conhecida como planigrafia, é um exame bidimensional que pode ser analógico ou digital, com formação da imagem em cortes planos. Possui o princípio de formação de imagens, de modo que o tubo de raios-X e a chapa se movimentam em direções opostas e em um momento específico estas velocidades se anulam formando a imagem. Este princípio de formação de imagem gera artefatos (que são as regiões vizinhas a este momento de velocidade nula em que há uma velocidade reduzida) e produz uma imagem sem nitidez, sobrepondo a imagem desejada e dificultando em alguns casos a interpretação.
Tomografia volumétrica	Esta tecnologia desenvolveu-se especificamente para a área odontológica, visando ter um custo menor de equipamento em relação à tomografia computadorizada e permitir a obtenção de imagens digitais por meio da captura do volume ósseo do paciente.
Tomografia computadorizada	A tomografia computadorizada constitui-se num aparelho de raios-X muito mais complexo que o de radiologia de filme plano. Neste a ampola que emite os raios gira 360 graus, fazendo uma circunferência completa em torno do corpo do paciente, localizado em uma câmara ou invólucro, chamado de <i>gantry</i> . A geometria do feixe é definida por uma fenda, por onde passa uma pequena parte do feixe, chamada de colimador, cuja largura de abertura pode ser controlada pelo operador.

3.2.1 Tomografia Planar

Na tomografia planar os detectores estão fixos ao redor do paciente, e o tubo de raios-X faz um movimento de rotação completo sem que a mesa se mova; as exposições ocorrem uma de cada vez, sendo que entre uma tomada e outra é necessária a movimentação da mesa. Nesta técnica é possível haver um intervalo entre os cortes que é determinado pela quantidade de movimento da mesa. Devido ao tempo necessário para o reposicionamento da mesa a cada corte, o tempo total do exame é aumentado. (Meurer, 2002).

3.2.2 Tomografia helicoidal

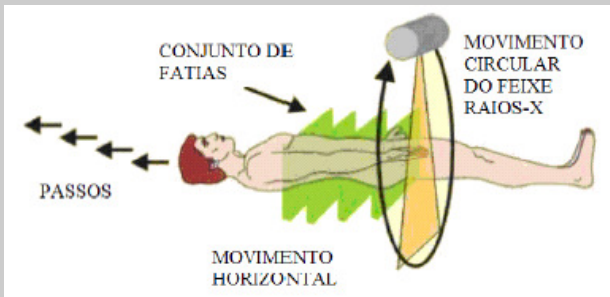
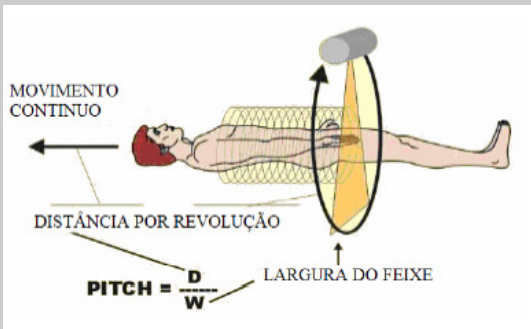
A maioria dos fabricantes distribui atualmente tomografia computadorizada com tecnologia “*slip-ring*”. Em tomógrafos convencionais, os cabos elétricos conectados ao array de detectores se movem à medida que o *gantry* rotaciona. Portanto, os detectores têm de retornar a posição original antes de uma nova varredura. Tomógrafos com tecnologia “*slip-ring*” utilizam contatos de cobre em sulcos ou anéis com uma série de escovas condutivas.

Desta forma, estes sistemas não necessitam reverter à direção para continuar a varredura. Na tomografia helicoidal ocorre um movimento sincronizado e contínuo da mesa e do tubo de raios-X; a mesa movimenta-se em direção ao *gantry*, e a fonte executa um movimento rotacional contínuo, resultando num padrão helicoidal do tubo de raios-X em relação ao paciente (Meurer, 2002 e Cavalcanti, 2000).

As vantagens incluem: redução da dose de radiação; redução de artefatos de movimento (varreduras mais rápidas); otimização dos níveis de contraste; facilitação da detecção de lesões; redução dos artefatos de volume parcial; redução do tempo total de exame (20 a 30 minutos em tomógrafos convencionais e 5 a 10 minutos em tomógrafos helicoidais) e recomendado para aplicações em geriatria, pediatria e pacientes traumáticos (Costa, 2007).

Uma síntese das diferenças entre a tomografia planar e a helicoidal está descrita na **Tabela 3.2.**

Tabela 3.2 – Tipos de tomografia computadorizada (adaptado de Santa Bárbara, 2006)

Tipos de Tomografia Computadorizada	
Planar (<i>step and shoot</i>)	Helicoidal
Os detectores estão fixos ao redor do paciente e o tubo de raios X faz um movimento de rotação completo sem que a mesa se mova, adquirindo um conjunto completo e consistente de dados. As exposições ocorrem uma de cada vez, sendo que entre uma tomada e outra é necessária a movimentação da mesa. Nessa técnica é possível haver intervalos entre os cortes, determinados pela quantidade de movimento da mesa. Devido ao tempo necessário para o reposicionamento da mesa a cada corte, aumenta-se o tempo total do exame. A principal característica e limitação deste método é que o conjunto de dados é fixo para cada fatia específica de tecido. Isto significa que a espessura da fatia, posição e orientação são fixas durante a fase de varredura.	Na varredura espiral ou helicoidal ocorre um movimento sincronizado e contínuo da mesa e do tubo de raios X. A mesa movimenta-se em direção ao <i>gantry</i>, e a fonte executa um movimento rotacional contínuo, resultando num padrão helicoidal do tubo de raios X em relação ao paciente. O movimento da mesa é controlado pelo operador, através de um fator denominado <i>pitch</i>. Este fator corresponde à distância em que a mesa (e conseqüentemente o corpo) é movida durante uma rotação do feixe, expresso como múltiplo da largura ou espessura do feixe de raios. A maior vantagem do helicoidal é que ele produz um conjunto de dados contínuo, que se estende sobre todo o volume do corpo, de modo que os dados não sejam quebrados em fatias.
	

3.3 As etapas da tomografia computadorizada

Segundo Santa Bárbara (2006) são três as etapas da tomografia computadorizada: a varredura ou produção de dados, a reconstrução da imagem digital e a conversão analógica para digital. Estas etapas estão descritas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Etapas da tomografia computadorizada (adaptado de Santa Bárbara, 2006)

Etapas da Tomografia Computadorizada		
Varredura	Reconstrução	Conversão
Produção de dados: um feixe de raios X em forma de leque é passado em torno do corpo do paciente. A quantidade de radiação que penetra no corpo vindo de cada raio individual é medida por um complexo conjunto de detectores de raios-X, que vai simultaneamente recolhendo esses raios no lado oposto à ampola, depois que eles passaram através do paciente.	Imagem digital: Os dados são processados para produzir uma imagem digital que consiste em uma matriz de <i>pixels</i>. O método utilizado constrói a imagem no computador revertendo os passos da aquisição. Tem-se o feixe de raios-X que passa por um objeto gerando um perfil de atenuação. Revertendo-se o processo, o que se tem é o perfil de atenuação e vai-se tentar construir um objeto a partir deste perfil, atribuindo na identificação um mapeamento de tons de cinza.	Conversão de analógico para digital: As imagens analógicas mostram os vários níveis de brilho (densidade de filme) e cores, e geralmente é contínua, não quebrada em pequenas partes individuais. A imagem digital lida registrada em números, é dividida em uma matriz de <i>pixels</i>. Cada <i>pixel</i> é representado por um valor numérico, em geral relacionado ao brilho ou a uma cor que se verá quando a imagem digital for convertida em analógica.

3.4 Formato DICOM

O DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*) foi desenvolvido com o intuito de padronizar o formato de imagens diagnósticas. Ele permite que imagens médicas sejam trocadas entre clínicas de radiologia, hospitais, entre outros usuários com aparelhos e softwares diferentes. O DICOM foi desenvolvido a partir da década de 80 pela indústria da imagem representada pelo *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA), e pelo *American College of Radiologists* (ACR). Em 1985 o ACR/NEMA estabelecem o primeiro formato padrão de imagens médicas que em 1992 migraria para o padrão DICOM 3.0 utilizado até os dias de hoje. (Meurer, 2002).

O DICOM é hoje um padrão da indústria para transferência de imagens radiológicas e outras informações médicas, entre computadores, entre equipamentos de diagnóstico e terapêutico nos sistemas de vários fabricantes. Tal conectividade é importante para a relação custo/benefício em sistemas de saúde. Mas apesar desta tendência em ser um padrão

predominante, o conhecimento dos radiologistas sobre o DICOM é limitado. Em parte por causa da curva de aprendizado íngreme, porque a maioria do material de referência e descrição é de difícil leitura, por terem sido escritos por técnicos ou administradores. A **Tabela 3.4** ilustra nomenclatura de dados do protocolo DICOM (Santa Bárbara, 2006).

Tabela 3.4 – Protocolo DICOM (Santa Bárbara, 2006)

Exemplo de Protocolo DICOM	
Nome do arquivo	1.2.840.xxxxx.3.152.348.2.28.189436474 é um exemplo de nome de um arquivo DICOM, onde:
1	Identifica o <i>International Standards Organization</i> (ISO)
2	Identifica o grupo dentro do ISO
840	Códigos específicos da organização do país membro (<i>US for ANSI</i>)
xxxxx	Número que identifica uma organização específica
3	Fabricante ou usuário definido pelo tipo de dispositivo (ex. TC)
152	Número serial definido do fabricante ou usuário
348	Número único de Estudo
2	Número único de Série
28	Número único de Imagem
189436474	Data e hora no ponto de aquisição da imagem

Capítulo 4

Segmentação de imagem e criação do modelo CAD

O processo de segmentação de imagem e criação do modelo CAD é dividido neste trabalho em quatro itens conforme **Figura 4.1**: métodos de segmentação de imagem, ferramentas de manipulação biomédicas, software de imagens médicas e criação do modelo tridimensional.

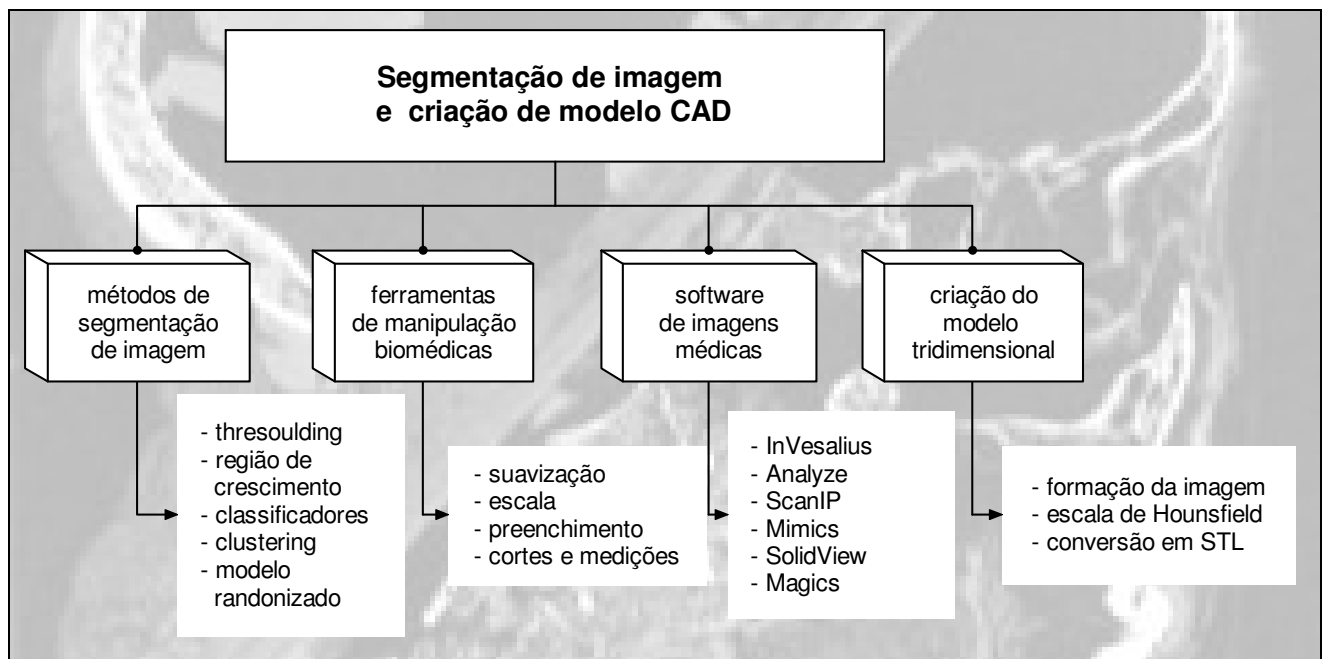


Figura 4.1 – Segmentação de imagem – Diagrama esquemático

4.1 Métodos de segmentação de imagem

O diagnóstico por imagem é uma ferramenta valiosa na medicina. Exames de imagem como tomografia computadorizada, ressonância magnética, mamografia digital e outros aumentaram grandemente o conhecimento de anatomia normal e patológica e são componentes críticos no diagnóstico e planejamento cirúrgico. O crescimento do tamanho e número dessas imagens médicas torna necessário o uso de computadores para facilitar o processamento e análise. Algoritmos de computador para a delimitação de estruturas anatômicas e outras regiões de interesse têm se tornado cada vez mais importante em assistir e automatizar aspectos radiológicos específicos. Esses algoritmos são chamados algoritmos de segmentação e têm um papel vital em numerosas aplicações de imagem biomédica, como quantificação de volume de tecidos, diagnóstico, localização de patologia, estudo de estrutura anatômica, planejamento de tratamento e cirurgia integrada por computador. Uma **imagem** é uma coleção de medidas no espaço bi ou tridimensional. Em imagens médicas, essas medidas ou ‘intensidades de imagem’ podem ser a absorção de radiação em imagem de raios-X, pressão acústica em ultra-sonografia ou amplitude do sinal de radiofrequência em ressonância magnética. Se uma única medida é feita em cada localização da imagem, então ela é chamada imagem escalar. Se mais que uma medida é feita, a imagem é chamada um vetor ou imagem multi-canal (**Pham**, 2000 e **Prado**, 2005).

Ainda segundo os autores, a **segmentação** de imagem é definida como a separação de uma imagem dentro de regiões constituintes, não sobrepostas, que são homogêneas com respeito a alguma característica, como intensidade ou textura. Um método de segmentação encontra aquelas áreas que correspondem a estruturas anatômicas ou regiões de interesse na imagem. A **rotulação** (*labeling*) é o processo de atribuir uma designação significativa para cada região ou classe e pode ser feita separadamente da segmentação. Uma situação típica envolvendo rotulação ocorre na mamografia digital, onde a imagem é segmentada em regiões distintas e subsequentemente rotulada como tecido saudável ou tumoral.

Para **Meurer** (2002) a **segmentação das imagens** é a separação do objeto desejado das demais estruturas adjacentes. No caso dos biomodelos de tomografia computadorizada, onde o objeto de estudo é a peça óssea, a segmentação é a separação da porção óssea dos demais tecidos

para gerar o modelo somente dos tecidos duros. O objeto desejado pode ser segmentado pelo *threshold* e pela conexão entre objetos. A aplicação do *threshold* é feita em um corte 2D e aplicada a todo o biomodelo, posteriormente. Para isto, o operador determina a faixa dos níveis de cinza que ele quer representar. Para exames de tomografia computadorizada, este intervalo é determinado dentro da escala de Hounsfield. O operador determina o intervalo e observa, na imagem original, se as estruturas desejadas estão dentro do intervalo.

4.1.1 *Thresholding*

O método *thresholding* segmenta as imagens escalares criando uma divisão binária das intensidades de imagem. Um procedimento *thresholding* determina uma intensidade de valor, chamada *threshold*, que separa as classes desejadas. A segmentação é alcançada pelo agrupamento de todos os píxeis com intensidade maior que o *threshold* em uma classe e todos os outros píxeis em outra classe. Frequentemente é usado como um passo inicial em uma sequência de operações de processamento de imagem. Sua principal limitação é que, em sua forma mais simples, somente duas classes são geradas, e não pode ser aplicado a imagens multi-canal. (Pham, 2000 e Prado, 2005).

4.1.2 Região de crescimento

O método da região de crescimento é uma técnica para extrair uma região da imagem que está conectada, baseado em algum critério pré-definido. Esse critério pode ser baseado na intensidade de informação ou pontes de imagem. Na sua forma mais simples, requer um ponto semente que é manualmente selecionado por um operador e extrai todos os pixels conectados à semente inicial baseado em algum critério pré-definido. Como no *thresholding*, a região de crescimento raramente é usada sozinha, mas geralmente dentro de uma série de operações de processamento de imagem, particularmente para a delimitação de estruturas pequenas e simples, como tumores e lesões. A principal desvantagem da região de crescimento é que ela requer interação manual para obter o ponto semente (Prado, 2005).

4.1.3 Classificadores

Os métodos classificadores são modelos de técnicas de reconhecimento que buscam separar uma característica espacial derivada da imagem usando dados de rotulação (*label*) conhecidos. Uma característica espacial é a variedade de espaço de alguma função da imagem, sendo a mais comum a intensidade de imagem. Os classificadores são conhecidos como métodos supervisionados, porque eles requerem dados de treinamento que são segmentados manualmente e então usados como referências para automaticamente segmentar novos dados. Os dados de treinamento podem ser rotulados e transferidos como novos dados tão logo a característica espacial distinga suficientemente cada rótulo. Sendo não interativos, os classificadores são relativamente eficientes e podem ser aplicados à imagem multi-canal. Uma desvantagem dos classificadores é que eles não representam nenhum modelo espacial e requer interação manual para obter dados de treinamento (Prado, 2005).

4.1.4 Clustering

Os algoritmos *clustering* (aglomeração) essencialmente têm a mesma função que os métodos classificadores, mas sem o uso de dados de treinamento. Para compensar a falta de dados de treinamento, o método *clustering* alterna interativamente entre segmentação da imagem e caracterização das propriedades de cada classe. O método *clustering* treina a si mesmo, usando os dados disponíveis (Pham, 2000).

4.1.5 Modelo de campo randomizado de Markov (MRF)

O modelo de campo randomizado de Markov (MRF – *Markov random field*) não é um método de segmentação, mas um modelo estatístico que pode ser usado com os métodos de segmentação. O MRF modela as interações espaciais entre píxeis próximos ou vizinhos e são frequentemente incorporados em algoritmos de segmentação do tipo *clustering*. Uma dificuldade associada a esses modelos é a seleção apropriada de parâmetros de controle da força de interações espaciais. Muita força pode resultar em excessiva segmentação e perda de detalhes estruturais importantes. (Pham, 2000).

4.2 Ferramentas de manipulação biomédicas

Definido o protocolo de aquisição de imagens da tomografia computadorizada, ver-se-á a seguir as ferramentas de software que tornaram possível a leitura das imagens no formato DICOM, processar, analisar e visualizar o volume tridimensional formado a partir das fatias bidimensionais, para fornecer facilidades de simulação e planejamento cirúrgico, auxiliado por um modelo virtual exposto na tela do computador, no local de trabalho do cirurgião. Um passo além e estas ferramentas fornecerão a possibilidade de converter o modelo virtual em um formato acessível a uma máquina de prototipagem rápida, de modo a que se obtenha um modelo físico, para, novamente em um nível de abstração mais elevado, simular e planejar a cirurgia. (Santa Barbara, 2006).

O processo de manipulação das imagens biomédicas requer *softwares* específicos. Estes programas computacionais devem funcionar como uma interface eficiente entre as imagens tomográficas e o equipamento de prototipagem rápida, permitindo a construção dos modelos reais, a partir das imagens virtuais (Souza *et al.*, 2003 e Silva, 2004)

4.2.1 Suavização

Esta ferramenta consiste em suavizar regiões com pequenas variações. Normalmente as regiões que apresentam degraus ou irregularidades do modelo após a segmentação. O resultado é uma malha com uma variação mais suave entre os pontos. Contudo, esta interferência no modelo pode gerar uma alteração dimensional significativa quando aplicada em valores elevados ocasionada principalmente pela perda da definição do modelo tridimensional.

4.2.2 Escala

Esta ferramenta consiste em redimensionar o modelo tridimensional. Em alguns *softwares* durante a conversão dos dados da tomografia para um modelo tridimensional, os valores de escala podem ficar alterados. Um exemplo que pode ser citado é a conversão que não leva em consideração o tamanho do voxel durante o processo de segmentação.

O **voxel** corresponde uma unidade de volume, ou seja, cada *pixel* de uma imagem de tomografia computadorizada (*volume element*). Cada imagem de tomografia computadorizada representa um “plano” do corpo de um paciente. A espessura deste “plano” recebe a denominação de eixo Z, e é correspondente à espessura do corte tomográfico. Na tomografia computadorizada a imagem é formada por pixels, e apresentada em duas dimensões (eixos X e Y); se a esta representação adicionarmos o eixo Z, o resultado será um paralelepípedo que corresponde ao elemento de volume, ou voxel.

O **pixel** significa um simples ponto na imagem digital. Estes pontos são representados no computador, por um número que determina a sua localização, cor ou tom de cinza. A idéia de que uma imagem pode ser representada por uma grande tabela de números é o processo básico da imagem digital. Números podem ser somados, subtraídos, multiplicados, divididos, comparados, impressos e enviados por linha telefônica pelo computador. Segundo o autor as imagens por ressonância magnética e de tomografia computadorizada possuem 12 bits, que permitem até 4096 tons de cinza ($2^{12} = 4096$). Ao homem parece estranho que os computadores trabalhem com múltiplos de oito, pois o homem possui 10 dedos, e está mais familiarizado com o sistema decimal (Meurer, 2002).

No caso mencionado, após a criação do modelo, faz-se necessário à aplicação de uma escala no valor do tamanho do voxel. Ou seja, durante a conversão, o *software* pode ter considerado como 1 unidade de mm o equivalente a um voxel, porém um voxel não mede necessariamente 1 mm. Portanto, a escala é aplicada para corrigir esta alteração dimensional.

4.2.3 Preenchimento

Esta ferramenta consiste em preencher as lacunas existentes no modelo tridimensional. Para criar o protótipo, o modelo não pode apresentar “buracos”. Estes podem aparecer devido à falta de informação naquela região, ou ainda pela retirada intencional da área por não ser de interesse para aquele protótipo a ser executado. Para fazer este preenchimento basta selecionar pontos da periferia dos furos e executar uma interpolação entre eles.

4.2.4 Cortes e medições

Esta ferramenta consiste em gerar informações para possíveis conferências do modelo, ou ainda para medir regiões que devem interagir com outros elementos (parafusos de fixação, guias, etc.). Os cortes e as medições são extremamente úteis para garantir que o modelo e o protótipo estão condizentes com as informações dimensionais captadas do paciente.

4.3 Software de imagens médicas

4.3.1 InVesalius

Uma mudança no paradigma de sistemas para tratamento de imagens biomédicas vem sendo proposta por engenheiros do CenPRA (Centro de Pesquisas Renato Archer), por intermédio do Projeto de Prototipagem Rápida em Medicina – PROMED. A partir deste projeto, foi desenvolvido o *software InVesalius*, um dos pioneiros no Brasil para processamento de imagens biomédicas. Uma versão já está disponível aos profissionais e às instituições da área biomédica, seguindo a política do *software* livre. Na elaboração do *InVesalius*, foram implementados algoritmos avançados, rápidos e eficientes, disponibilizando recursos de visualização 3D, de segmentação e de reformatações 2D e 3D. Uma função adicional, o processo de conversão, permite ao *software* a exportação da imagem para um formato que seja reconhecido pelos equipamentos de prototipagem rápida (Silva, 2004 e PROMED, 2007).

4.3.2 Analyze

Segundo Meurer (2002), o *software Analyze* da empresa Mayo Foundation oferece recursos para manipulação de uma variedade de imagens biomédicas multidimensionais. Embora possa parecer que o *Analyze* seja um programa único, na realidade ele possui três módulos, sendo que a janela inicial é um pequeno programa. Os três módulos do *Analyze* são de exibição, processamento e mensuração. Em prototipagem biomédica somente algumas ferramentas deste *software* são utilizadas, conforme descrito a seguir. As imagens de tomografia computadorizada ou outra modalidade de imagem médica devem ser salvas no local de trabalho do *Analyze*. Em

alguns casos, nesta etapa, é necessário algum processamento da imagem para evitar problemas. Um exemplo disto é o tamanho do voxel.

4.3.3 ScanIP

O software ScanIP da empresa *Simpleware* é um pacote de software para processamento de imagem que oferece uma gama de ferramentas para segmentação e visualização que permite ao usuário criar várias máscaras (modelos). As ferramentas de segmentação incluem *thresholding*, região de crescimento, operações booleanas e morfológicas, preenchimento de fluido, ponto de edição, cheque de sobreposição, filtros para redução de interferência, etc. (Meurer, 2000 e Simpleware, 2007).

4.3.4 Mimics

O software MIMICS (*Materialise's Interactive Medical Image Control Systems*) da empresa *Materialise*, é um software interativo para visualização e segmentação das imagens médicas. Na área médica, o software é utilizado no diagnóstico e no planejamento cirúrgico. Ele permite, ao cirurgião ou radiologista, controlar e segmentar imagens, bem como a remoção de artefatos oriundos de restaurações metálicas, próteses ou osteossínteses. Um módulo separado está disponível para definir e calcular as informações necessárias à criação de modelos em todos os sistemas de prototipagem. Uma máscara de segmentação é utilizada para realçar a região de interesse na construção dos modelos tridimensionais. Para criar e modificar esta máscara, as seguintes ferramentas são utilizadas: (Materialize, 2007 e Meurer, 2002).

4.3.5 SolidView

Segundo Meurer (2002), o SolidView da *C2C Technologies Inc.* é um programa para visualização e mensuração de uma variedade de formatos CAD 3D. O SolidView/Lite é um software livre que permite a visualização de arquivos CAD. Com este software, qualquer pessoa com um computador pode visualizar e avaliar arquivos CAD, bem como alterar erros em projetos, fazer anotações e se comunicar com o fabricante.

2.4.3.6 Magics

O Magics é também um software desenvolvido da empresa *Materialise*. Segundo **Meurer** (2002) ele proporciona um completo controle dos arquivos STL. Basicamente, as funções deste software podem ser separadas em duas categorias: a edição e o reparo dos arquivos. Dentro das ferramentas de edição, ele permite a visualização a mensuração e manipulação destes arquivos com uma rápida rotação, tradução, redimensionamento e corte destes. Devido ao tamanho dos arquivos, a ferramenta de compressão dos arquivos STL é fornecida freeware para download, no site da empresa. O software também permite a coloração dos arquivos. Operações booleanas, como intersecção, subtração e espelhamento, também são fornecidas. Como muitos arquivos STL contêm triângulos invertidos, limites defeituosos (*bad edges*) e perfurações, o software também foi desenvolvido para trabalhar no reparo destes triângulos, sendo que a maioria destes reparos é feita automaticamente. Na correção dos *bad edges*, o operador deve indicar os limites de tolerância para preservar os detalhes da peça. O software fecha as superfícies, quando necessário, possuindo, ainda, a opção de produzir peças ocas. Quando a tecnologia da estereolitografia é utilizada, a geração dos suportes é feita automaticamente.

4.4 Criação do modelo tridimensional

As imagens adquiridas pelo tomógrafo não podem ser processadas diretamente pelos aparelhos de prototipagem por dois motivos principais: primeiro, o formato do arquivo fornecido pelo tomógrafo não é reconhecido pelos equipamentos de prototipagem; segundo, a espessura dos cortes tomográficos adquiridos pela tomografia varia de 1 a 5 mm, sendo consideravelmente maiores do que as fatias de imagens utilizadas em prototipagem rápida, que medem em torno de 0,25mm. Além disso, os processos de PR utilizam imagens do sistema CAD que são definidas em superfícies, enquanto que as imagens tomográficas são representadas por voxel. Assim, torna-se necessário que as imagens tomográficas 2D sejam reformatadas tridimensionalmente e convertidas para um formato de imagem utilizado nos processos de prototipagem rápida (**Silva**, 2004).

4.4.1 Formação da imagem

A grande quantidade de informações numéricas é transformada em imagem atribuindo-se tons de cinza aos diferentes números. Desde o primeiro modelo de Godfrey Hounsfield, o desenvolvimento da tomografia computadorizada proporcionou avanços nunca imaginados no diagnóstico por imagens. Reconstruções em vários planos de uma imagem permitindo a visualização detalhada das estruturas desejadas são hoje uma rotina nos centros de diagnóstico. Outro grande avanço na área do diagnóstico por imagens é a tomografia computadorizada tridimensional, onde um software reconstrói os cortes tomográficos bidimensionais, permitindo a visualização na tela do computador de uma perspectiva de profundidade (Tavares, 2001). A imagem da tomografia computadorizada é a representação produzida por um computador das secções de corte de um objeto gerada a partir da manipulação matemática de milhares de medidas individuais da atenuação do feixe de raios-X (Sinn *et al.*, 1997, Quessada *et al.*, 2001 e Meurer, 2002).

A **matriz** é uma grade formada por linhas e colunas de pixels. Apesar dos aparelhos mais recentes apresentarem uma matriz de 1024 X 1024, a matriz mais comumente encontrada é a de 512 X 512 (**Figura 4.2**) Estes números exprimem a relação número de “pixels x linhas” (Quessada *et al.*, 2001).

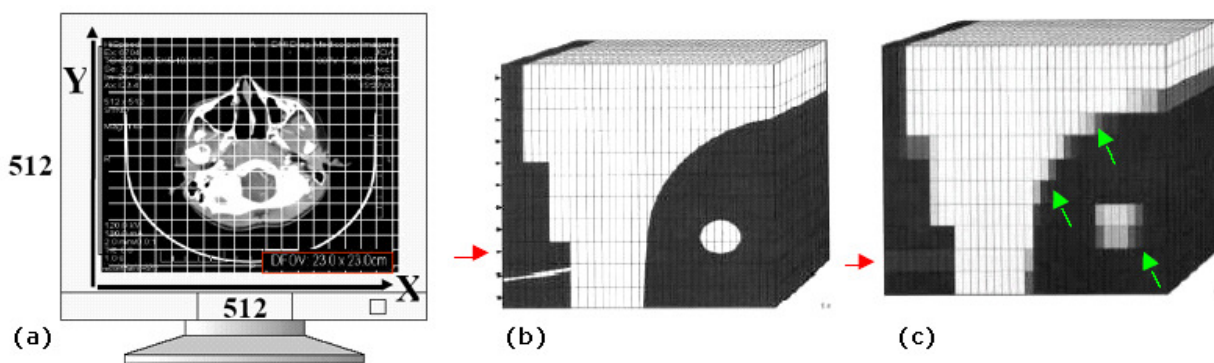


Figura 4.2 – Exemplo de matriz (Quessada, 2001)

A **conversão do voxel para pixel** é um processo de reconstrução para produzir a imagem do plano com a atenuação correspondente aos diferentes tecidos de cada área do eixo. O tom de cinza do pixel representa somente um valor de atenuação. Este valor é a medida linear do coeficiente de atenuação do voxel correspondente. Na imagem plana da secção de corte, cada pixel representa a média do coeficiente de atenuação de um voxel do tecido (**Meurer, 2002**).

O **FOV** (*Field of view*) determina a área, dentro do *gantry*, em que os dados serão adquiridos e, juntamente com o tamanho da matriz, determina o tamanho do pixel. Ao seleccionar determinado FOV, é possível aplicar a matriz disponível a áreas maiores ou menores, variando assim o tamanho do pixel e o número de pixels por área. Um FOV pequeno reduz o tamanho do pixel e aumenta a resolução espacial. O operador deve seleccionar o FOV baseado no tipo de exame e no tamanho do paciente. Escolher o FOV “ótimo” potencializa a detecção de alterações. Um FOV muito amplo faz a imagem parecer desnecessariamente pequena; nessa situação, em adição à inerente dificuldade de avaliar visualmente imagens pequenas, uma maior quantidade de informações estará concentrada em um mesmo pixel, e assim pequenos detalhes podem escapar à detecção. Por outro lado, um FOV muito pequeno pode excluir áreas anatômicas importantes (**Meurer, 2002**).

4.4.2 Escala de Hounsfield

Após o computador determinar o coeficiente de atenuação linear relativo para cada pixel, os valores são convertidos em outra escala numérica envolvendo números de tomografia computadorizada (**Bontrager, 1993**). Assim, cada pixel terá um valor numérico correspondente a sua densidade que representará a média de atenuação dos tecidos “contidos” dentro dele. Os aparelhos são calibrados de forma que a densidade da água é atribuído o valor 0 (zero) e a densidade do ar o valor -1.000 (menos mil). Os valores de absorção de outros tecidos são expressos em relação a esta escala, denominada de Escala de Hounsfield. A **Figura 4.3** ilustra esta escala (**Santa Barbara, 2002**)

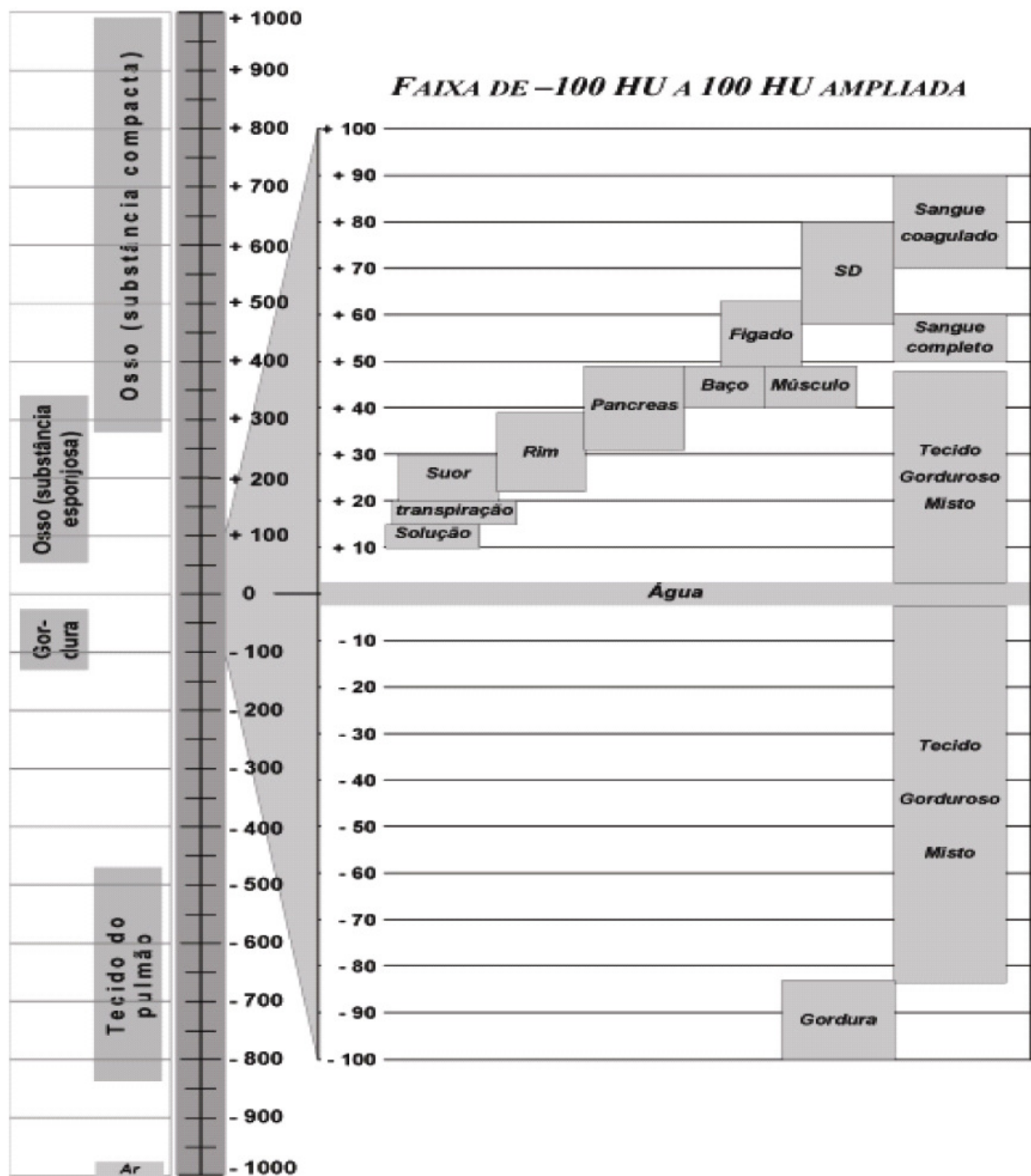


Figura 4.3 – Escala de Hounsfield (Santa Barbara, 2001)

4.4.3 Conversão em STL

Os métodos de reformatação utilizam conhecimentos de geometria computacional, sendo mais utilizadas as técnicas de triangulação. Nestas técnicas, as superfícies do objeto são recobertas por uma malha de triângulos. O formato STL é aceito como padrão, sendo o mais utilizado como interface entre os processos de prototipagem rápida (**Silva**, 2004).

Capítulo 5

Confecção do biomodelo por prototipagem rápida

Este capítulo tem como objetivo abordar o processo de confecção do biomodelo utilizando a tecnologia de prototipagem rápida, conforme **Figura 5.1**.

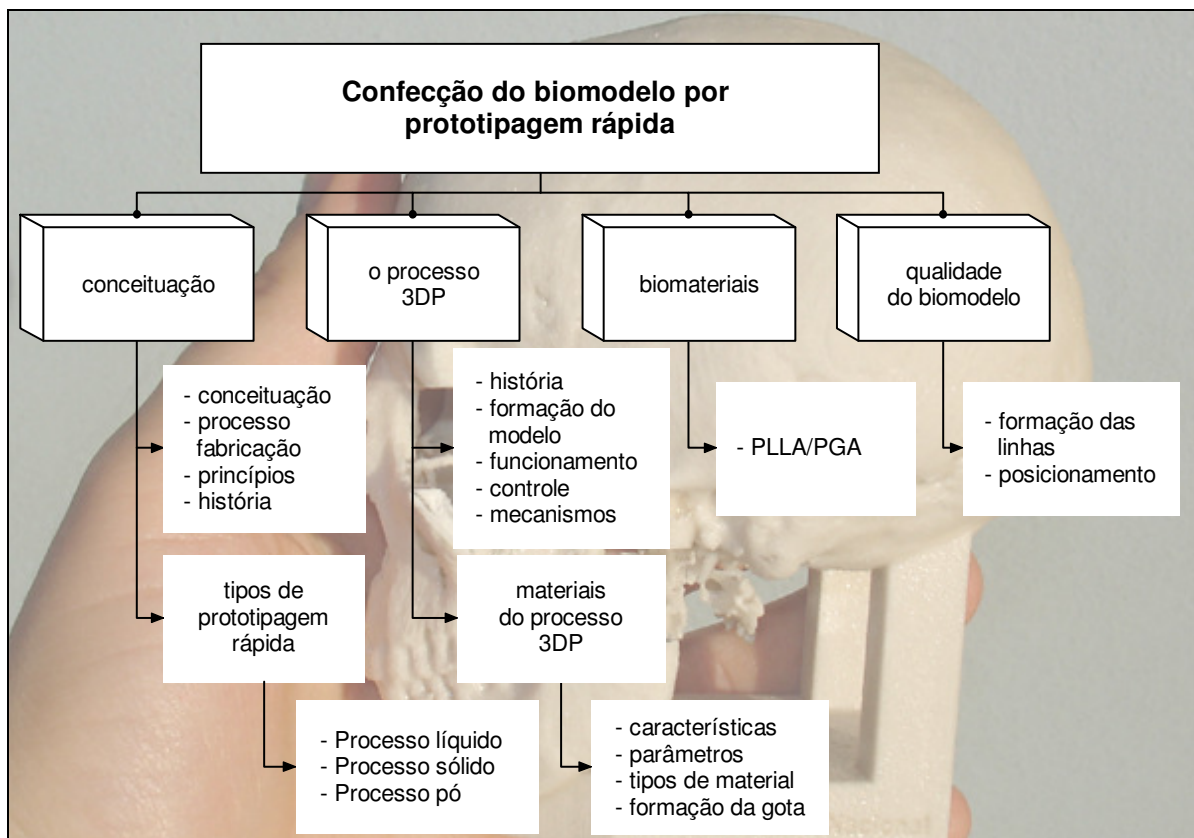


Figura 5.1– Prototipagem de biomodelos – Diagrama esquemático

5.1 Conceituação

5.1.1 Conceito de prototipagem rápida

A prototipagem rápida é uma tecnologia que possibilita produzir modelos e protótipos diretamente a partir do modelo 3D (obtido por um sistema CAD, por digitalização ou por tomografia computadorizada). Ao contrário dos processos de usinagem, que subtraem material da peça em bruto para se obter a peça desejada, os sistemas de prototipagem rápida geram a peça a partir da união gradativa de líquidos, pós ou folhas de papel. Camada por camada, a partir de seções transversais da peça obtidas a partir do modelo 3D, as máquinas de prototipagem rápida produzem peças em plásticos, madeira, cerâmica ou metais (**Carvalho, 2003**).

5.1.2 A prototipagem rápida como um processo de fabricação

Os principais processos de fabricação mecânicos possuem princípios normalmente derivados da **Fusão** e posterior moldagem do material (ex. vários tipos de fundição de metais em molde permanentes ou não, moldagem por injeção de plástico, etc, da **Remoção** de material até chegar à forma desejada (torneamento, fresamento, furação, retífica, eletroerosão, usinagem química, eletroquímica, etc.) da **Conformação**, que são aqueles que geram a geometria final da peça a partir da deformação plástica do material inicial (ex. forjamento, conformação e estampagem de chapas, extrusão, laminação, metalurgia do pó, entre outros) e da **Adição** de material (ex. soldagem, brazagem, colagem, entre outros – que podem promover a junção de partes mais simples para compor uma peça mais complexa). Neste último grupo, também se encontra o processo de fabricação de peças em fibra de vidro, onde ocorre a adição de sucessivas camadas de fibras e resinas sobre um molde. No final da década de 80, um novo processo foi desenvolvido baseado também na adição de material, mas com a diferença de esta ser em camadas planas. Um grande diferencial deste em relação aos demais processos de adição é a facilidade de sua automatização, dispensando moldes e ferramentas, minimizando consideravelmente a intervenção do operador durante o processo. Isto foi alcançando, pois o mesmo utiliza as informações geométricas da peça a ser fabricada diretamente do sistema CAD para o planejamento do processo, que ocorre de forma bastante automatizada. As informações

geradas são enviadas diretamente a máquina que, uma vez preparada, executa o trabalho sem a assistência de um operador.

Devido ao fato da concepção deste processo de fabricação ter sido utilizada inicialmente na produção rápida de peças visando uma primeira materialização de idéia (protótipos), sem muitas exigências em termos de resistência e precisão, o mesmo foi denominado de Prototipagem Rápida. Apesar de vários autores terem sugerido outros nomes, talvez tecnicamente mais apropriados, tais como manufatura por camada (*Layer Manufacturing*), fabricação de forma livre (*Solid Freeform Fabrication*), manufatura de bancada (*Desktop Manufacturing*), manufatura acrescentando material (*Material Ingress manufacturing*), o nome original tem prevalecido (Nakagawa, 1979) e (Bogart, 1979). Esta denominação persiste atualmente, mesmo depois de os processos terem sido aprimorados a ponto de alguns poderem ser utilizados para a fabricação de peças para uso de produtos finais. Talvez o nome prototipagem rápida seja uma incoerência não mais representando este importante processo de fabricação. Apesar de não ser considerado mais apropriado, este nome original foi mantido, pois se tornou popularmente mais aceito. Devido à importância e à potencialidade que derivam da grande economia em tempo de fabricação e capacidade para fabricar geometrias complexas, o aparecimento da prototipagem rápida pode ser considerado um marco em termos de tecnologia de manufatura.

5.1.3 Princípio da prototipagem rápida

O protótipo de um produto ou componente é parte essencial no seu processo de desenvolvimento, pois possibilita que a análise de sua forma e funcionalidade seja feita numa fase anterior à produção de ferramental definitivo. Historicamente, as representações físicas dos produtos (ou simplesmente protótipos) vêm sendo utilizadas desde a Antigüidade, evoluindo de manuais, ainda bastante utilizadas, para protótipos virtuais nos anos 80, com a disseminação dos sistemas CAD tridimensionais, e mais recentemente com os protótipos rápidos.

A prototipagem rápida pode ser definida com um processo de fabricação através da adição de material em forma de camadas planas sucessivas, isto é, baseado no princípio da manufatura por camada. Esta tecnologia permite fabricar componentes (protótipos, modelos, etc.) físicos em

3 dimensões (3D), com informações obtidas diretamente do modelo geométrico gerado no sistema CAD, de forma rápida, atualizada, e totalmente flexível.

O processo inicia com o modelo 3D no CAD sendo “fatiado” eletronicamente, obtendo-se curvas de níveis 2D que definirão, em cada camada, onde existe ou não material a ser adicionado. Estas camadas serão então processadas sequencialmente, gerando-se a peça física através do empilhamento e aderência das mesmas, iniciando na base e indo até o topo da mesma.

Implementações práticas da fabricação por camadas para as necessidades atuais de manufatura tornaram-se possíveis, devido à integração de processos tradicionais de manufatura, tais como a metalurgia do pó, extrusão, solda e usinagem CNC, a diversas outras tecnologias acessórias mais recentes, tais como controles de movimento de alta precisão, novos materiais, sistemas de impressão a jato de tinta, tecnologias laser, entre outras. Tal interação é a base dos diversos sistemas de prototipagem rápida atualmente disponíveis no mercado. (Volpato, 2007).

5.1.4 História da prototipagem rápida

O conceito de construção de objetos físicos através de camadas não é uma idéia nova e, sim, remonta a aplicações bastante antigas, como a construção de pirâmides egípcias, com a sobreposição de locos. Segundo (Beaman, 1997), as raízes das tecnologias atuais de prototipagem rápida podem ser traçadas a partir de duas grandes áreas técnicas: a topografia e a fotoescultura. (Volpato, 2007).

5.2 Tipos de prototipagem rápida

Existem inúmeros tipos de tecnologias de prototipagem rápida que variam de acordo com os materiais, os princípios de funcionamento e as aplicações. Neste trabalho serão abordados alguns dos principais tipos de prototipagem rápida existentes. Volpato (2007) e Meurer (2002) classificam os tipos de prototipagem de acordo com a matéria prima em processos baseados em líquido, sólido e pó. Alguns exemplos destes processos estão ilustrados na **Figura 5.2**.

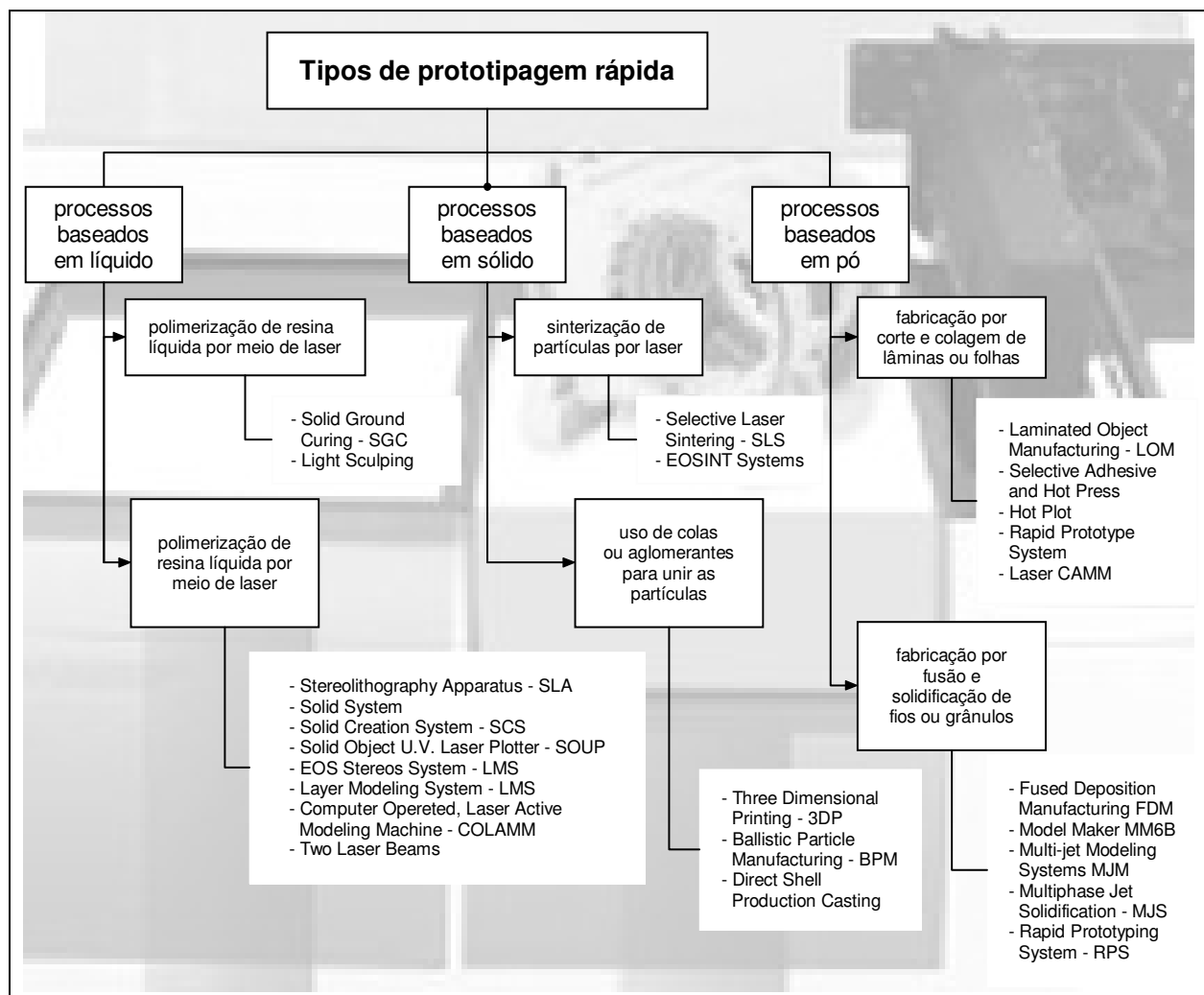


Figura 5.2 – Tipos de prototipagem classificados pelo tipo de matéria-prima – Diagrama esquemático

Nos **processos baseados em líquido**, estão as tecnologias em que a matéria-prima utilizada para fabricar a peça encontra-se no estado líquido, antes de ser processada. Apesar de o material adicionado passar por um estado líquido ou pastoso em vários processos existentes, isto não o classifica como baseado em líquido. Somente aqueles em que o material se encontra líquido antes de iniciar o processo estão neste grupo.

Nos **processos baseados em sólido**, o material utilizado para a confecção das peças encontra-se no estado sólido, podendo estar na forma de filamento, lâmina, ou então não ter uma forma específica, pois será fundido (liquefeito) para ser então depositado. Para estes últimos

processos, a diferença é pequena em relação a alguns processos apresentados na seção anterior que utilizam material inicialmente já no estado líquido.

Nos **processos baseados em pó**, o material utilizado encontra-se na forma de pó, sendo que uma das principais diferenças entre os processos está basicamente no uso ou não de laser para processar o material. Algumas tecnologias se diferem somente nos pequenos detalhes dos equipamentos. Uma grande vantagem geral desse grupo é que, devido ao fato de se trabalhar com pó, uma grande variedade de materiais pode ser processada. A gama de material disponível é bem mais ampla que a dos dois grupos anteriores.

Alguns destes processos de prototipagem rápida com maiores detalhes sobre seu princípio de funcionamento, vantagens e deficiências estão representados na **Tabela 5.1** e estão descritos a seguir.

Tabela 5.1 – Tipos de prototipagem rápida indentificados nesta pesquisa

28 tipos de prototipagem rápida				
Estereolitografia (SL ou SLA)	Modelagem por fusão e deposição (FDM) Stratasys	Manufatura laminar de objetos (LOM) Cubic Technology	Tecnologia com lâmina de papel (PLT) Kira	Sinterização seletiva a laser (SLS) 3D Systems
Sinterização seletiva a laser (SLS) Eosint EOS	Sinterização a laser direta em metal (DMLS)	Fundição por feixe de elétron (EBM) Arcam	Deposição tridimensional de fibra (3DF)	Fundição seletiva por laser (SLM) MCPHEK
Fabricação da forma final a laser (LENS) Optomec	Deposição na fase de gás (GPD)	Formação espacial (SF)	Eletroformação (ES)	Solda tridimensional (3DW)
Manufatura por deposição de forma (SDM)	Polimerização térmica líquida (LTP)	Solidificação por interface de feixe (BIS)	Cura sólida na base (SGC)	Solidificação por interface holográfica (HIS)
Jateamento por partículas (BPM)	Prototipagem por congelamento rápido (RFP)	Impressão a jato de tinta (IJP) PolyJet Objet	Impressão a jato de tinta (IJP) InVision 3D Systems	Impressão a jato de tinta (IJP) Thermojet 3D Systems
Impressão a jato de tinta (IJP) Benchtop Solidscape	Impressão tridimensional (3DP) ProMetal Ex-One Corp.	Impressão tridimensional (3DP) da Z Corporation		

5.2.1 Estereolitografia (SL ou SLA)

Do termo inglês *Stereolithography*. Este processo constrói modelos tridimensionais a partir de polímeros líquidos sensíveis à luz, que se solidificam quando expostos à radiação ultravioleta. Também é possível encontrar o termo SLA (*Stereolithography Apparatus*), que significa Equipamento ou Aparato de Estereolitografia, para se referir à tecnologia de Estereolitografia (Cheung, 2001 e Volpato, 2007).

O **princípio de funcionamento** do processo de Estereolitografia (SL ou SLA) pode ser descrito como um o modelo que é construído sobre uma plataforma situada imediatamente abaixo da superfície de um banho líquido de resina epóxi ou acrílica. Possui uma fonte de raio *laser* ultravioleta, com alta precisão de foco, que traça a primeira camada, solidificando a seção transversal do modelo e deixando as demais áreas líquidas. A seguir, um elevador mergulha levemente a plataforma no banho de polímero líquido e o raio *laser* cria a segunda camada de polímero sólido acima da primeira camada. O processo é repetido sucessivas vezes até que o protótipo esteja completo. Uma vez pronto, o modelo sólido é removido do banho de polímero líquido e lavado. Os suportes são retirados e o modelo é introduzido num forno de radiação ultravioleta para ser submetido a uma cura completa (Cheung, 2001).

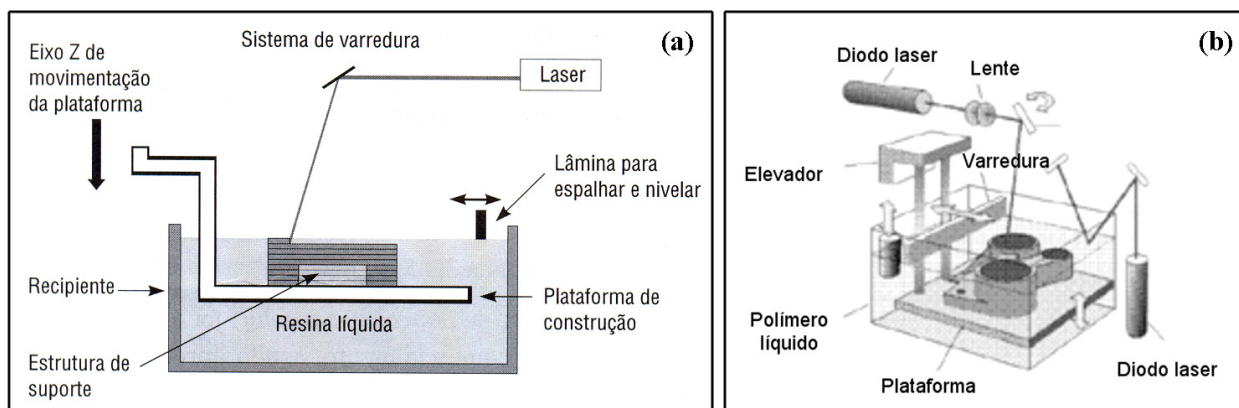


Figura 5.3 – Diagrama esquemático de equipamento de estereolitografia (SL ou SLA): (a) representação segundo Volpato (2007) e (b) representação segundo Lima (2003)

Hull (1988), **Kochan** (1993) e **Pizzolito** (2004) afirmam que a Estereolitografia foi o primeiro sistema de Prototipagem Rápida a surgir no mercado no ano de 1987. Desenvolvido e comercializado pela empresa 3D Systems se tornou o sistema mais vendido no mundo. Por este motivo esta tecnologia oferece bons resultados e facilidade de operação, se transformando no sistema mais empregado e com maior número de trabalhos científicos publicados no mundo. Os autores destacam ainda que o processo consiste basicamente na fotopolimerização de uma resina líquida, ponto a ponto, através da aplicação de uma radiação ultravioleta ocasionada por um feixe de *laser*, o qual varre todo o perfil 2D gerado pelo fatiamento do modelo.

Já **Volpato** (2007) descreve com mais detalhes a tecnologia, afirmando que esta é um processo que utiliza uma resina líquida fotocurável, sendo a cura obtida pela aplicação de um *laser* com comprimento de onda específico, geralmente UV (ultravioleta). A resina fotocurável é inserida em uma cuba ou recipiente que contém uma plataforma mergulhada que se desloca para baixo a cada camada construída, como mostra a **Figura 5.3**. O feixe de *laser* é movimentado através de um conjunto óptico que reproduz a geometria 2D obtida no fatiamento da peça representada no sistema CAD. O sistema de varredura move o feixe de *laser* preenchendo a camada correspondente sobre a superfície da cuba com a resina fotocurável. Quando exposta ao feixe de *laser*, a resina polimeriza mudando do estado líquido para sólido gerando uma camada. O procedimento é repetido para a camada imediatamente acima, que então adere à camada anterior, até que a peça seja construída por completo. A peça é removida da cuba e levada posteriormente a um forno para a cura total da resina. Formas geométricas nas quais existem partes desconectadas ou em balanço requerem uma estrutura de suporte para evitar que estas se deformem, afundem ou flutuem livremente na resina líquida. Neste processo, o material do suporte é o mesmo da peça, por isso o volume dos suportes deve ser mantido ao mínimo. Normalmente, a identificação das regiões que requerem suporte e o seu projeto são realizadas automaticamente pelo sistema computacional de planejamento de processo que acompanha o equipamento de prototipagem rápida.

Entre as **vantagens** do processo de estereolitografia estão: (1) o modelo em SLA é muito preciso tornando viável o seu uso em muitas aplicações; (2) modelos transparentes podem ser construídos, assim como modelos com certa elasticidade; (3) é um dos processos mais

difundidos, com representante e assistência na maioria dos países e (4) apresenta boa qualidade de superfície, sendo considerada uma das melhores entre os processos de prototipagem rápida (Lima, 2003 e Volpato, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de estereolitografia estão: (1) tanto o equipamento como os seus materiais têm custos elevados e os materiais têm vida útil inferior a um ano; (2) todos os materiais disponíveis são polímeros, não havendo uma gama muito vasta de materiais que possam ser utilizados; (3) metais e cerâmicas não podem ser usados diretamente para a construção do modelo; (4) modelos coloridos não podem ser criados diretamente; (5) necessita de suporte em regiões não conectadas, utilizando para isso a mesma resina da peça; (6) necessita de pós-processamento para remoção dos suportes; (7) geralmente requer pós-cura para completar o processo de polimerização e assegurar a integridade da estrutura e (8) a resina é agressiva ao operador (tóxica), precisando ser manuseada com cuidado (Lima, 2003 e Volpato, 2007).

5.2.2 Impressão a jato de tinta (IJP) – PolyJet da Objet

A tecnologia denominada de PolyJet é relativamente recente e foi desenvolvida pela empresa Objet Geometries Ltd, de Israel, fundada em 1998. Esta tecnologia também trabalha com resinas fotocuráveis, mas difere consideravelmente do princípio da SLA (Volpato, 2007).

O **princípio de funcionamento** do processo de IJP PolyJet pode ser descrito como um sistema tipo jato de tinta que é utilizado para depositar a resina em pequenas gotas sobre uma bandeja e, imediatamente após a deposição, lançar uma luz UV para a cura da camada. A **Figura 5.4** ilustra o diagrama esquemático do processo. O sistema de deposição trabalha com oito cabeças de jato de resina e um sistema de controle que permite que estas trabalhem de forma sincronizada e harmônica. Esta tecnologia utiliza dois materiais diferentes para a fabricação, uma resina para a peça e um material tipo gel, também fotocurável para o suporte. Após o término do processo, o material de suporte é facilmente removível com um jato d'água misturado com componente proprietário ou mesmo manualmente. A resina é totalmente curada durante o processo de deposição, não sendo necessária pós-cura da peça (Volpato, 2007) e (Jacobs, 1996).

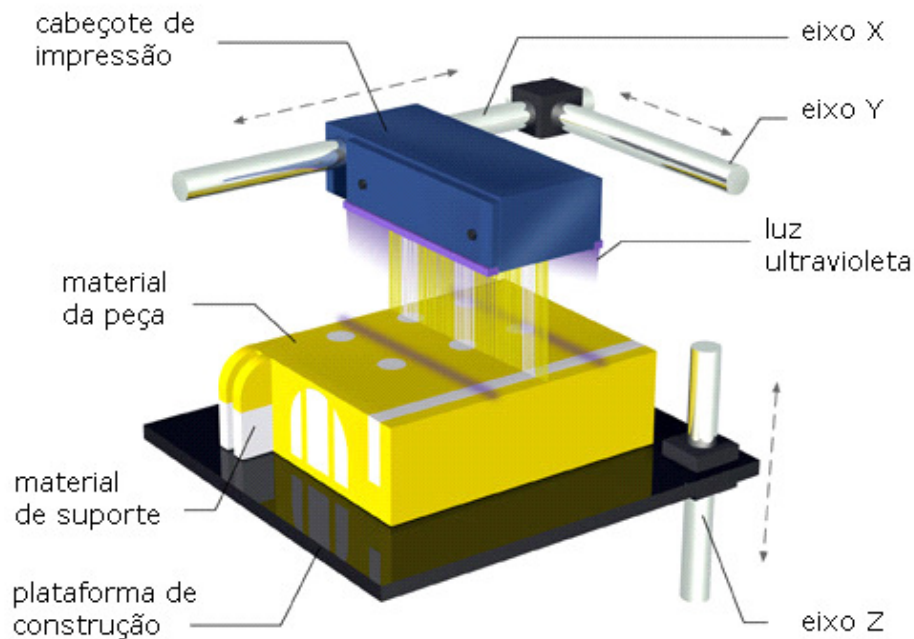


Figura 5.4 – Diagrama esquemático da impressão a jato de tinta Polyjet (Volpato, 2007)

Entre as **vantagens** do processo de IJP PolyJet estão: (1) possui boa precisão, o que torna viável o seu uso em muitas aplicações; (2) muito boa qualidade superficial; (3) não requer pós-cura da resina e (4) não utiliza *laser* (Volpato, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de IJP PolyJet estão: (1) necessita de suporte em regiões não conectadas; (2) necessita pós-processamento para remoção dos suportes e (3) poucos materiais disponíveis para a obtenção de protótipos, restringindo-se às resinas poliméricas (Volpato, 2007).

5.2.3 Impressão a jato de tinta (IJP) – InVision da 3D Systems

Outro sistema muito similar de impressão a jato de tinta foi desenvolvido pela empresa 3D Systems, Inc. também apresentou recentemente um processo que deposita um material fotocurável em pequenas gotas e aplica luz ultravioleta para a cura da camada.

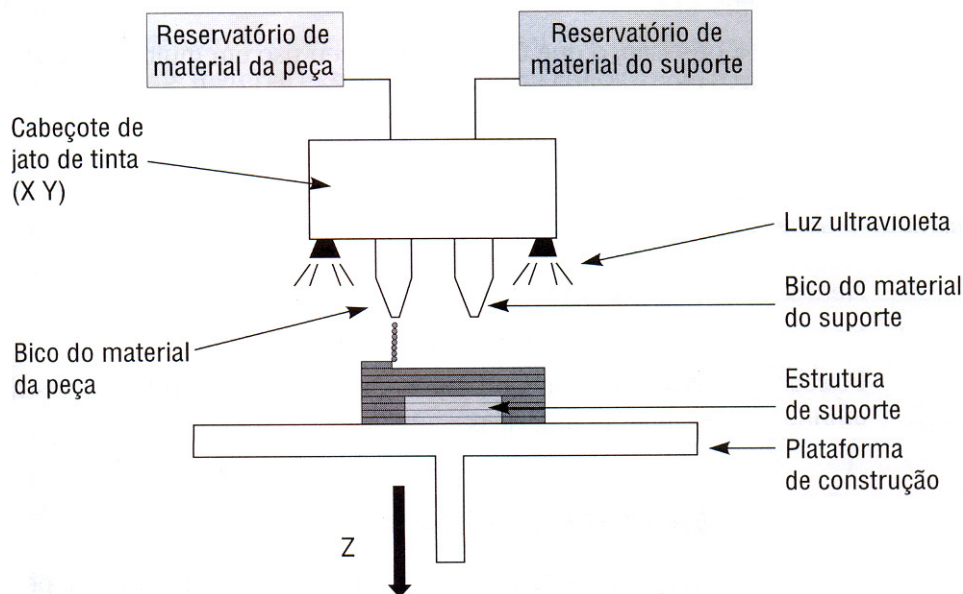


Figura 5.5 – Diagrama esquemático da impressão a jato de tinta InVision (Volpato, 2007)

O **princípio de funcionamento** do processo de IJP InVision pode ser descrito como um sistema onde o material utilizado é depositado em forma de pequenas gotas, similar ao que ocorre no processo de uma impressora jato de tinta. Após a deposição da camada sobre as camadas já depositadas, uma luz ultravioleta é aplicada sobre a mesma, realizando a sua cura (**Figura 5.5**). Nesse processo, também é necessária a criação de suporte para apoiar as regiões desconectadas da peça. O material do suporte é diferente do material utilizado para a peça. O material utilizado na produção da peça é resina epóxi fotossensível com 30% de cera. O material utilizado para confecção do suporte tem propriedades semelhantes à da cera. Para acelerar o processo de fabricação é utilizado um cabeçote com vários jatos de impressão. Um dos equipamentos disponíveis no mercado utiliza um cabeçote com 352 jatos. A retirada do material de suporte é realizada em uma etapa de pós-processamento em forno, onde, após o aquecimento gradativo da peça, o material do suporte é eliminado. O tempo de forno é proporcional à quantidade de material de suporte a ser retirada (**Volpato, 2007**).

Entre as **vantagens** do processo de IJP InVision estão: (1) possui boa precisão, o que torna viável o seu uso em muitas aplicações; (2) boa qualidade superficial e (3) não utiliza laser (**Volpato, 2007**).

Entre as **deficiências** do processo de IJP InVision estão: (1) necessita de suporte em regiões não conectadas; (2) necessita pós-processamento para remoção dos suportes e (3) poucos materiais disponíveis para a obtenção de protótipos, restringindo-se às resinas poliméricas (Volpato, 2007).

5.2.4 Modelagem por fusão e deposição (FDM) Stratasys

A empresa Stratasys, Inc. EUA, está entre as primeiras a iniciar suas atividades na área de RP. Segundo **Kai et al.** (2003), apesar da tecnologia de Modelagem por Fusão e Deposição (FDM, de *Fused Deposition Material*) ter sido desenvolvida em 1988, o primeiro equipamento foi comercializado no início de 1992.

O **princípio de funcionamento** do processo de FDM Stratasys é descrito por **Pizollito** (2004), **Yan e Gu** (1996) como o processo que utiliza uma combinação de extrusão de material plástico e deposição do material fundido em camadas. A matéria-prima é fundida e aplicada por meio de um cabeçote de extrusão sobre a plataforma de construção que permanece em baixa temperatura. O cabeçote de extrusão percorre o perfil formado pelo fatiamento do modelo 3D, dando origem à primeira camada. Após o término da primeira camada, a altura da plataforma da máquina é ajustada e o processo se reinicia, retomando o ciclo de fabricação. Este sistema pode operar com diversos materiais plásticos como ABS, elastômeros e *nylon*.

Para **Volpato** (2007), o processo FDM constrói o protótipo por deposição de um material extrudado. A cabeça de extrusão com movimentos nos eixos X-Y, posicionada sobre uma mesa com movimento no eixo Z, recebe continuamente o material na forma de um fio, aquecendo-o até o ponto semilíquido ou pastoso. O próprio filamento de material sendo tracionado funciona como êmbolo no início do sistema de extrusão para expulsar o material por um bico calibrado. Quando o filamento fino de material extrudado entra em contato com o material da superfície da peça, ele se solidifica e adere à camada anterior. A mesa, que é constituída de um mecanismo elevador, desloca no eixo Z o valor referente à espessura de uma camada a ser depositada e o processo é repetido até que a peça seja construída. A **Figura 5.6** apresenta o esquema de funcionamento desta tecnologia.

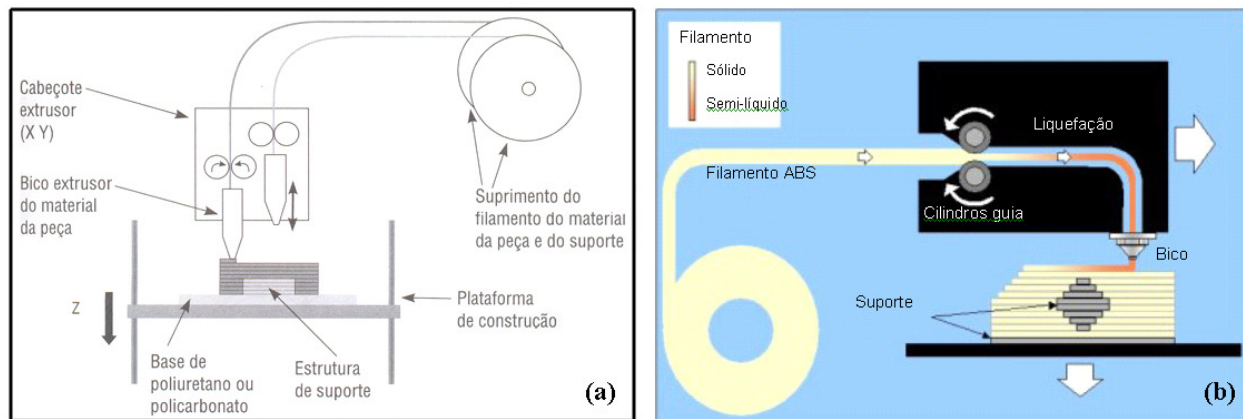


Figura 5.6 – Diagrama esquemático do processo FDM: (a) representação por Volpato (2007) e (b) representação por Lima (2003)

A tecnologia FDM necessita da criação de uma estrutura de suporte. O suporte é utilizado para possibilitar a construção de regiões que não estejam conectadas ao corpo da peça quando da fabricação das primeiras camadas ou em algum estágio do processo. Estas regiões ficariam suspensas no espaço sem a construção de estruturas para suportá-las e, portanto, não seria fisicamente possível a sua construção. Sendo assim, a máquina FDM possui um bico extrusor adicional exclusivo para a adição dos suportes. Existem atualmente dois tipos de materiais de suporte, com sistemas de remoção diferentes após o processo. Em um sistema, o material do suporte é mais frágil do que o da peça, sendo de fácil retirada após a finalização do processo por uma operação manual. Num sistema mais recente, o material de suporte permite a sua remoção por imersão em solução líquida aquecida. (Stratasys, 2007).

Entre as **vantagens** do processo de FDM Stratasys estão: (1) o processo de FDM pode construir modelos a partir de plásticos como ABS que são leves e fortes, mas relativamente quebradiços; (2) filamentos coloridos podem ser aplicados; (3) estão disponíveis materiais como elastômeros e policarbonatos; (4) geralmente, não precisa de uma segunda operação, pois não requerem pós-cura dos materiais; (5) não utiliza *laser* e (6) pode ser utilizado em ambiente de escritório (Lima, 2003 e Volpato, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de FDM Stratasys estão: (1) necessita de suporte em regiões não conectadas; (2) muitas formas requerem a construção de superfícies que precisam ser quebradas causando estragos ao modelo, pois necessita de pós-processamento para remoção dos

suportes; (3) para o caso de suporte removível manualmente, algumas regiões pequenas e de difícil acesso podem dificultar bastante ou até impedir a remoção completa; (4) para o suporte solúvel, esse tipo de problema não mais existe; (5) o processo é limitado a polímeros termoplásticos; (6) a precisão do processo não é muito alta e (7) a velocidade do processo é lenta e limitada pela taxa de fluxo do material na cabeça de extrusão por um único bico para preencher toda a área de cada camada da peça (**Lima, 2003** e **Volpato, 2007**).

5.2.5 Manufatura Laminar de Objetos (LOM) Cubic Technology

O processo Manufatura Laminar de Objetos (LOM, de *Laminated Object Manufacturing*) é comercializado pela empresa Cubic Technologie, inc. (antiga Helisys, Inc.) fundada em 1985, estando também entre os primeiros processos disponíveis comercialmente. O primeiro equipamento foi vendido em 1991 (**Jacobs, 1996** e **Beaman, 1997**).

O **princípio de funcionamento** do processo de LOM Cubic é descrito por **Pizollito (2004)**, **Yan e Gu (1996)** como a técnica que utiliza camadas de folhas adesivas, coladas uma sobre a outra, para formar o protótipo. O material original consiste em um papel laminado com auto adesivo sensível ao calor fornecido em bobinas. O sistema da bobina coletora avança o material sobre a plataforma de construção, onde existe uma base construída em papel e fita dupla-face. O rolo aquecido aplica uma pressão para colar o papel laminado com a base. Um raio de laser focado nos contornos da primeira camada corta o papel e em seguida promove corte em formas de hachuras quadradas no lado negativo (externo) da peça. O material extra representado pela área hachurada é removido, facilitando o trabalho de pós-processamento. Durante a construção, o material extra trabalha como um suporte, auxiliando na construção de paredes finas e detalhes de forma geométrica complexa. Após a formação da primeira camada, a plataforma de construção move-se para baixo e uma nova camada de material entra em processo devido ao acionamento do rolo coletor. Neste momento o rolo aquecido cola a segunda camada sobre a primeira e o material é novamente cortado pelo laser. Este procedimento é repetido até a completa formação da peça. A **Figura 5.7** ilustra o diagrama esquemático do processo.

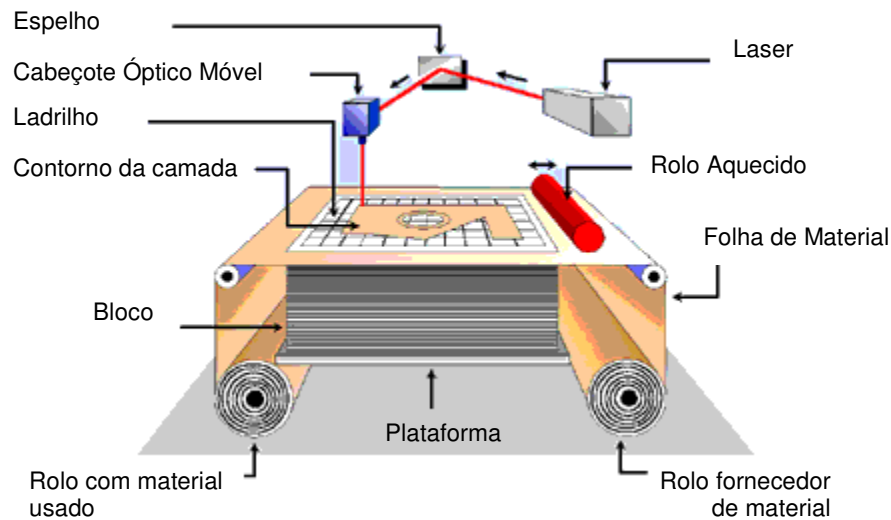


Figura 5.7 – Diagrama esquemático do processo LOM (Lima, 2003)

Segundo **Silva** (1999), este processo utiliza uma deposição sucessiva de folhas de materiais como filmes plásticos, papel, tecido, ou folhas metálicas para construir a peça camada por camada. O modelo virtual do produto é seccionado para gerar as fatias correspondentes às camadas. **Volpato** (2007) afirma que o *laser* também picota em pequenos retângulos o material que não faz parte da peça, facilitando assim, a sua posterior retirada. A plataforma desce em Z e uma nova seção de material avança. O processo continua até que a peça seja finalizada.

Entre as **vantagens** do processo de LOM estão: (1) apesar do processo mais simples ser confeccionado com papel, alguns materiais como plásticos, compostos de fibras de vidro, cerâmicas e até metais estão sendo utilizados com sucesso; (2) os modelos de papel podem ser maiores do que os produzidos por outros processos e o papel provavelmente é o material de menor custo; (3) não requer pós-cura do material; (4) não necessita de suporte em regiões não conectadas e (5) a velocidade do processo é alta, pois não é necessário varrer com o laser a superfície da seção transversal de cada camada, mas sim somente o seu perímetro (**Lima**, 2003 e **Volpato**, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de LOM estão: (1) a remoção do suporte do protótipo requer habilidade e paciência para evitar estragos no modelo, sendo esta etapa demorada e

trabalhosa, tendo-se que usar ferramentas para trabalhar com madeira; (2) modelos de papel devem ser selados com tinta ou outro material para conferir estabilidade dimensional ao protótipo; (3) existem poucos materiais disponíveis para a obtenção de protótipos; (4) material não é flexível, dificultando o uso para aplicação em testes de montagens por sistemas tipo encaixe rápido e (5) o processo não é muito indicado para obtenção de paredes finas e pequenos detalhes, devido à dificuldade de remoção do material picotado ao final do processo (Lima, 2003 e Volpato, 2007).

5.2.6 Tecnologia com lâmina de papel (PLT) Kira

A empresa Corporation Ltd (Japão) desenvolveu em 1994 um processo de RP denominado de *Paper Lamination Technology* (PLT), que se assemelha, em parte à tecnologia LOM descrita anteriormente. Uma diferença básica é o fato de utilizar um sistema mecânico (faca) para o corte do papel, ao invés do laser (Inui, 2000).

O **princípio de funcionamento** do processo de PLT Kira pode ser descrito como uma tecnologia PLT onde duas formas de fornecer as lâminas de papel podem ser encontradas. Em um dos equipamentos oferecidos (**Figura 5.8**), as folhas já vêm previamente cortadas no tamanho (similar ao tamanho A4) e um sistema de alimentação vai coletando e depositando estas folhas uma a uma. Em um outro sistema o papel é fornecido em rolo semelhante ao LOM, e o sistema corta inicialmente a folha no tamanho adequado (similar ao tamanho A3). De posse da folha cortada, o processo segue as mesmas etapas para ambos os equipamentos. A primeira etapa do processo corresponde à deposição ou impressão de um pó de resina na geometria 2D obtida pelo fatiamento do modelo CAD por um sistema de impressão semelhante a uma impressora a laser. A folha é então depositada sobre a plataforma e orientada em relação à mesma. A plataforma se eleva e prensa a mesma contra uma placa plana que possui uma superfície aquecida, ativando o adesivo da parte inferior da folha de papel e removendo qualquer bolha de ar entre as folhas. A folha então cola sobre a anterior, ou sobre a plataforma, somente na região em que o pó de resina foi impresso. Esta é mais diferença entre este processo e o LOM, onde, neste último, toda a superfície da folha adere à camada inferior. Isto facilita a retirada posterior do material que não faz parte da peça. A plataforma então desce e uma faca realiza o corte do perfil da peça sendo

construída e picota o material restante da folha. O material que não compõe a peça serve como suporte natural, devendo ser retirado após o término do processo em uma operação manual. Uma nova folha é adicionada ao bloco que contém a peça e o processo se repete até o final da peça (Volpato, 2007).

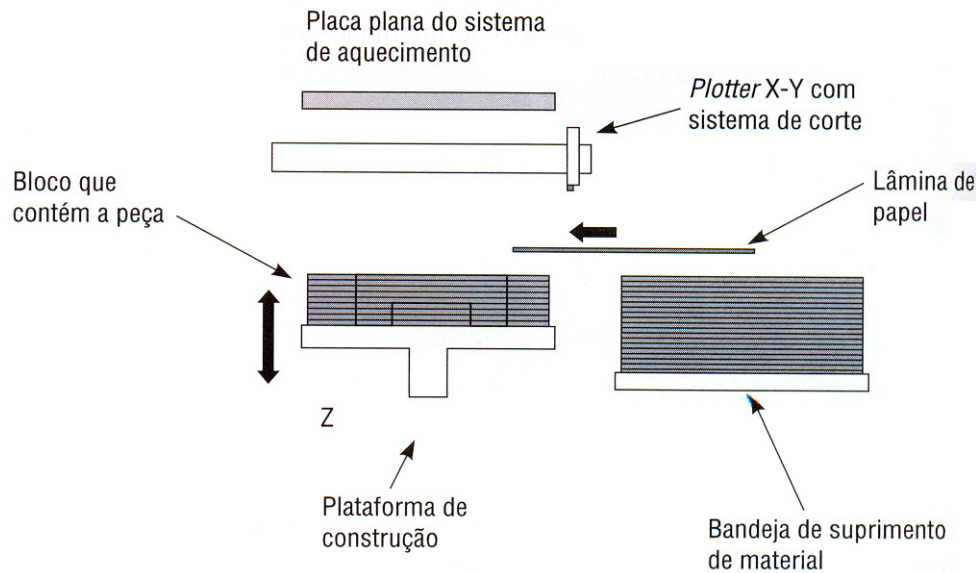


Figura 5.8 – Diagrama esquemático do processo PLT (Volpato, 2007)

Entre as **vantagens** do processo de PLT Kira estão: (1) não utiliza *laser*; (2) não requer pós-cura dos materiais; (3) não necessita de suporte em regiões não conectadas e (4) a planicidade obtida pelo sistema de alta pressão da folha na placa plana aquecida plana garante que não ocorram distorções na peça durante o processo de fabricação (Volpato, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de PLT Kira estão: (1) poucos materiais disponíveis para a obtenção de protótipos; (2) material não é flexível, dificultando o uso para aplicações em testes de montagem por sistemas tipo encaixe rápido; (3) peça com vazio interno não pode ser fabricadas em um único processo, pois é impossível retirar o material do suporte de dentro das mesmas; (4) a etapa de pós-processamento para remoção dos suportes (material picotado) é trabalhosa, no entanto, é mais fácil do que no processo LOM, pois nestas partes o material não está colado e (5) similarmente ao processo LOM, o processo PLT não é muito indicado para obtenção de paredes finas que se estendem na direção Z (adição das camadas). Isso se deve a falta de resistência destas paredes transversalmente a essa direção, embora a colagem e processamento a quente reduzam este problema (Volpato, 2007).

5.2.7 Impressão a jato de tinta (IJP) – Thermojet da 3D Systems

O processo ThermoJet é baseado no princípio da IJP e também foi desenvolvido pela empresa 3D Systems. O processo é considerado como um modelador conceitual, fazendo parte do grupo denominado *MultiJet Modeling*.

O **princípio de funcionamento** do processo de IJP Thermojet é descrito por Volpato (2007) como o processo onde o material utilizado é aquecido e depositado em forma de pequenas gotas, similarmente ao que ocorre no processo de uma impressora jato de tinta (**Figura 5.9**). Com o contato das gotas com a plataforma onde a peça vai ser construída, ou com as camadas já depositadas, o material se solidifica formando a camada. Para acelerar o processo de fabricação é utilizado um cabeçote com múltiplos jatos de impressão.

Entre as **vantagens** do processo de IJP Thermojet estão: (1) facilidade de utilização, sendo recomendado para uso em escritórios de engenharia; (2) processo relativamente rápido pelo número de jatos utilizados, podendo depositar uma camada inteira em uma única passada e (3) não utiliza *laser* (Volpato, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de IJP Thermojet estão: (1) necessita de suporte e utiliza o mesmo material da peça como suporte; (2) necessita pós-processamento para remoção dos suportes; (3) poucos materiais disponíveis para obtenção de protótipos e (4) protótipos frágeis (Volpato, 2007).

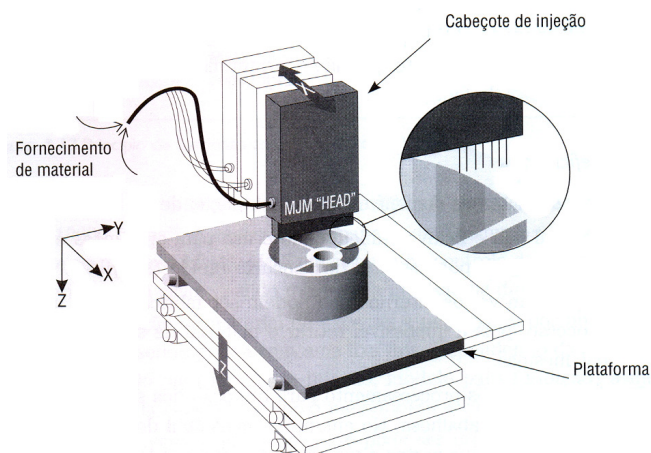


Figura 5.9 – Diagrama esquemático do processo IJP Termojet (Volpato, 2007)

5.2.8 Impressão a jato de tinta (IJP) – Benchtop Solidscape

A empresa americana Solidscape, Inc. iniciou suas atividades em 1993, primeiramente através da Sanders Prototype, Inc., desenvolvendo um processo de prototipagem rápida baseado na tecnologia de impressão a jato de tinta. Os processos comercializados pela Solidscape são denominados de Benchtop.

O **princípio de funcionamento** do processo de IJP Benchtop é descrito por Volpato (2007) como a tecnologia que utiliza dois cabeçotes de impressão tipo jato de tinta: um que deposita um material termoplástico da peça e o outro, uma cera utilizada como material de suporte. O material da peça liquefeito é ejetado e se solidifica ao contato com o material da peça. O segundo cabeçote, então, ejeta a cera construindo o suporte nas regiões necessárias. Após a impressão de uma camada, uma ferramenta tipo fresa é passada sobre a superfície depositada deixando-a suave e plana para a próxima camada. As partículas removidas são coletadas no filtro de um aspirador. Além das regiões que normalmente requerem estruturas de suporte, este material é depositado ao redor de toda a peça, aumentando assim, a sua resistência durante o fresamento. A **Figura 5.10** ilustra o processo.

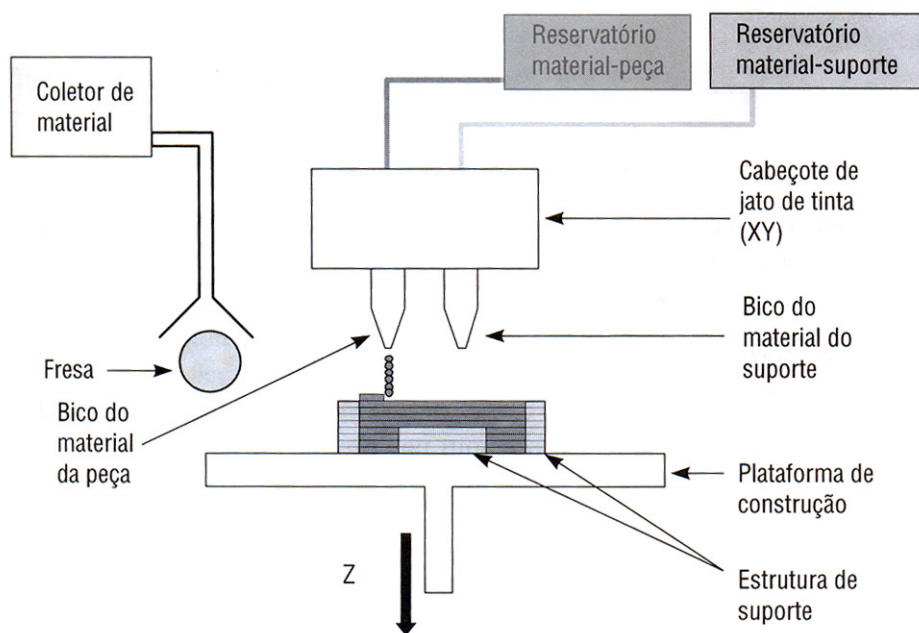


Figura 5.10 – Diagrama esquemático do processo IJP da Solidscape (Volpato, 2007)

Entre as **vantagens** do processo de IJP Benchtop estão: (1) alta precisão, pois o sistema é capaz de atingir uma precisão de $\pm 0,025\text{mm}$ por mm nas direções X, Y e Z; (2) os materiais utilizados não são tóxicos, o que torna o processo adequado ao uso em escritório e (3) o processo exige pouco pós-processamento (Volpato, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de IJP Benchtop estão: (1) limitado número de materiais para obtenção de protótipo e (2) é um processo consideravelmente lento quando comparado com alguns dos principais processos de RP (Volpato, 2007).

5.2.9 Sinterização seletiva a laser (SLS) 3D Systems

A tecnologia de Sinterização Seletiva a Laser (SLS, de *Selective Laser Sintering*) foi desenvolvida e patenteada pela Universidade do Texas, EUA, e a empresa DTM Corporation foi fundada em 1987 para comercializar esta tecnologia. O primeiro equipamento foi comercializado em 1992 (Beaman, 1997). No entanto, em 2001 a empresa 3D Systems, Inc. comprou a empresa DTM e passou a deter os direitos desta tecnologia.

O **princípio de funcionamento** do processo de SLS 3D Systems é descrito por Silva (1999) como o processo onde uma fina camada de pó termofundível é depositado sobre uma superfície com a ajuda de um rolo. Um feixe de *laser* de CO_2 sinteriza as áreas selecionadas causando a aderência do pó nas áreas que constituem a peça naquela camada em particular. Deposições sucessivas de camadas são feitas até que a peça esteja completa. O pó não sinterizado (fundido) pelo *laser* é removido quando a peça estiver completa. Este serve como uma estrutura de suporte para partes salientes e desconectadas.

Pham e Gault (1998) afirmam que o cilindro de construção, ao contrário dos cilindros dos reservatórios, se movimenta para baixo a fim de manter todo o conjunto da máquina em um mesmo nível. A cada movimento do conjunto, o rolo nivelador carrega o pó para a construção de uma nova camada. O passo dos cilindros dos reservatórios define também, a espessura da camada a ser construída. Este processo se repete até o fim da construção da peça (Pizzolito, 2004).

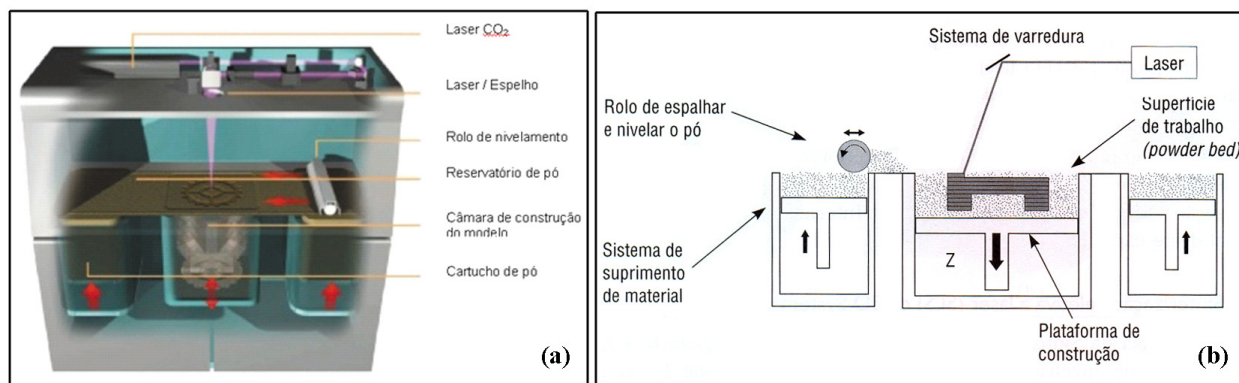


Figura 5.11 – Diagrama esquemático do processo SLS: (a) representação por Lima (2003) e (b) representação por Volpato (2007)

Volpato (2007) afirma que a construção física da peça se inicia com o material sendo espalhado e nivelado por um rolo na câmara de construção do equipamento sobre uma plataforma. Esta câmara é aquecida a uma temperatura um pouco abaixo do ponto de fusão do material e mantida em atmosfera inerte, controlada usando nitrogênio, o que evita a oxidação e risco de explosão das partículas mais finas. Um sistema de varredura desloca o feixe do *laser* sobre a superfície formada pelo material espalhado, fornecendo a energia restante para “sinterizar” as partículas de acordo com a geometria da camada 2D. Na sequência, a plataforma que suporta a peça desce, na direção do eixo Z, um incremento igual à espessura da camada fatiada no CAD e uma nova camada de material é espalhada sobre a anterior. Uma vez que a temperatura da nova camada atinja a temperatura de trabalho, o laser inicia novamente a varredura na superfície, resultando em nova sinterização. O material de suprimento fica armazenado em reservatórios laterais à câmara de construção (**Figura 5.11**). Este ciclo é repetido até que todas as camadas sejam depositadas e a peça seja produzida.

Entre as **vantagens** do processo de SLS 3D Systems estão: (1) devido à fusão, não é preciso construir suporte para o protótipo, sendo que o suporte não precisa ser quebrado e reduz-se o desperdício de material; (2) uma larga variedade de materiais como polímeros, cerâmicas e metais podem ser usados como matéria-prima para construir o modelo, sendo estes não tóxicos; (3) um único equipamento processa vários tipos de matérias (polímeros, cerâmicas e metais); (4) atua tanto na fabricação de protótipos para visualização quanto na fabricação de peças funcionais, podendo se aproximar bastante das propriedades do produto final; (5) dependendo do material, o processo exige pouco pós-processamento; (6) possibilidade de empilhar várias peças para a

fabricação e (7) não necessita de pós-cura do material sinterizado (exceto o processo de sinterização de metal com polímero, em que a peça é levada a um forno de alta temperatura para sinterização final do metal (**Lima, 2003** e **Volpato, 2007**)).

Entre as **deficiências** do processo de SLS 3D Systems estão: (1) equipamentos e materiais são caros; (2) metal e cerâmica devem ser pós-sinterizados para ganhar rigidez; (3) processo tende a ter um acabamento superficial não muito bom, devido ao tamanho das partículas utilizadas e (4) consumo elevado de energia para sinterizar as partículas de material (**Lima, 2003** e **Volpato, 2007**)).

5.2.10 Sinterização seletiva a laser (SLS) Eosint EOS

A empresa EOS GmbH, da Alemanha, foi a primeira empresa européia a lançar uma tecnologia de RP, introduzindo seu primeiro equipamento em 1994 (**Beaman, 1997**). O sistema da EOS é baseado na sinterização a laser e o princípio é praticamente o mesmo da tecnologia SLS da 3D Systems. Algumas diferenças básicas se encontram no equipamento, tais como adotar a solução de oferecer um equipamento dedicado a cada tipo básico de material, na forma de deposição do pó do material, utilizar fonte de nitrogênio própria, não necessitando de suprimento externo. A EOS foi a primeira empresa a oferecer um sistema de RP para a sinterização direta de metal em 1994 e a primeira a oferecer um sistema com laser duplo em 2001 (**Kai, 2003**). A potência do laser varia consideravelmente, de acordo com o material a ser sinterizado em cada equipamento.

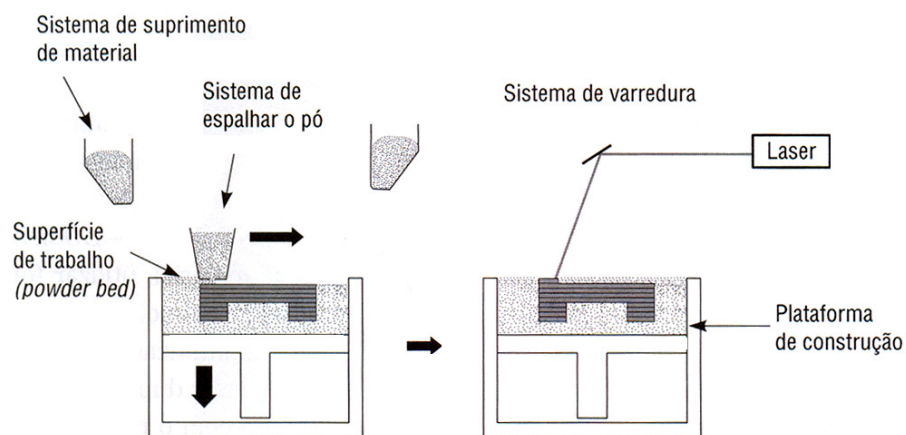


Figura 5.12 – Diagrama esquemático do processo SLS Eosint EOS (Volpato, 2007)

O **princípio de funcionamento** do processo Eosint EOS é descrito por **Volpato** (2007) como o processo que se inicia com o material sendo espalhado e nivelado por um sistema de lâmina e tremonha em uma câmara de trabalho (**Figura 5.12**). O material é suprido ao sistema de depositar e espalhar quando o mesmo finaliza o curso e alcança a lateral do equipamento. A câmara também se encontra a uma temperatura controlada e com atmosfera inerte através de gás nitrogênio que é gerado por uma fonte na própria máquina, não necessitando de suprimento externo como na SLS da 3D Systems. Um sistema de varredura por espelhos controla o feixe de laser CO₂, descrevendo a geometria da camada sobre a superfície do material espalhado. Com a incidência do laser, outras partículas do material são aquecidas ao ponto de fusão, unindo-se uma às outras e também à camada anterior. Quando o laser terminar a sinterização da camada o sistema elevador desce em Z no valor referente a uma espessura de camada e o material é novamente espalhado. O processo se repete então até a última camada. Ao final do processo, o pó não processado é removido com o auxílio de uma escova, ar comprimido ou de um aspirador de pó. Assim como no processo SLS, o material não sinterizado funciona como suporte natural à peça, não havendo necessidade de suporte. Os materiais disponíveis são: a poliamida, poliamida com pó de vidro, poliestireno, ligas de metais e areia de fundição.

Entre as **vantagens** do processo de SLS Eosint estão: (1) vários tipos de materiais podem ser utilizados, sendo não tóxicos; (2) o processo exige pouco pós-processamento, não necessitando de pós-cura e não havendo necessidade de retirar estrutura de suporte; (3) possibilidade de empilhar várias peças para a fabricação; (4) atua tanto na fabricação de protótipos para visualização quanto na fabricação de peças funcionais, podendo se aproximar bastante das propriedades do produto final e (5) possibilidade de fabricação de peças grandes (**Volpato**, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de SLS Eosint estão: (1) equipamento dedicado a cada tipo de material (polímero, areia ou metal) e (2) custo elevado do equipamento (**Volpato**, 2007).

5.2.11 Fabricação da forma final a laser (LENS) Optomec

A empresa americana Optomec, Inc. oferece comercialmente desde 1997 o processo Fabricação da Forma Final a Laser (LENS, de *Laser Engineered Net Shaping*), que foi desenvolvido inicialmente pelo laboratório da Sandia.

O **princípio de funcionamento** do processo LENS Optomec é descrito por **Volpato** (2007) como o processo que se inicia com o *laser* de alta potência focado sobre a superfície da peça que está sendo fabricada, formando uma poça fundida. O pó metálico é então direcionado continuamente por um bico para o ponto focal do laser, fundindo-se e aumentando o volume da peça. O material é depositado em finas linhas com determinada largura e espessura. O bico de deposição movimenta-se nas direções X-Y-Z e relação à mesa e, em um modelo disponível, possui a possibilidade de inclinação de $\pm 90^\circ$ e rotação de $\pm 180^\circ$. Adicionalmente, a mesa da máquina permite rotação e inclinação. Esta característica de 5 eixos permite que vários detalhes, que normalmente exigiriam suporte, possam ser fabricados sem os mesmos. O processo é realizado dentro de uma câmara com atmosfera controlada, utilizando gás argônio à baixa pressão, para evitar a ação do oxigênio (**Figura 5.13**). As peças geralmente necessitam de acabamento superficial após a fabricação, pois segundo **Kai** (2003), a resolução em X-Y é de 0,5mm e de 5 mm em Z. No entanto, são obtidas peças maciças com boa formação de grãos e, por isso, boas características de resistência mecânica. A formação dos grãos é fina, devido à rápida solidificação da poça fundida. Uma outra característica positiva do processo é a relativa pequena zona afetada pelo calor, o que reduz o impacto no substrato.

Segundo **Gorni** (2003) este processo apresenta a vantagem de produzir protótipos de metal plenamente densos, com boas propriedades metalúrgicas e sob velocidades razoáveis de construção. Aqui um gerador de raio *laser* de alta potência é usado para fundir pó metálico fornecido coaxialmente ao foco do raio *laser*, através de um cabeçote de deposição. O raio *laser* passa através do centro do cabeçote e é focado para um pequeno ponto através de uma lente ou conjunto de lentes. Uma mesa X-Y é movida por varredura de forma a gerar cada camada do objeto. O raio *laser* pode ser conduzido até a área de trabalho através de espelhos ou fibra ótica.

Segundo **Ulbrich et al.** (2006), no processo LENS, uma variedade de materiais podem ser usados tais como aço inox, inconel, cobre, alumínio, titânio, compósitos etc. Esses materiais são completamente densos (*fully dense*) com boa estrutura granular, e tem propriedades similares a, ou mesmo melhor, que os materiais intrínsecos.

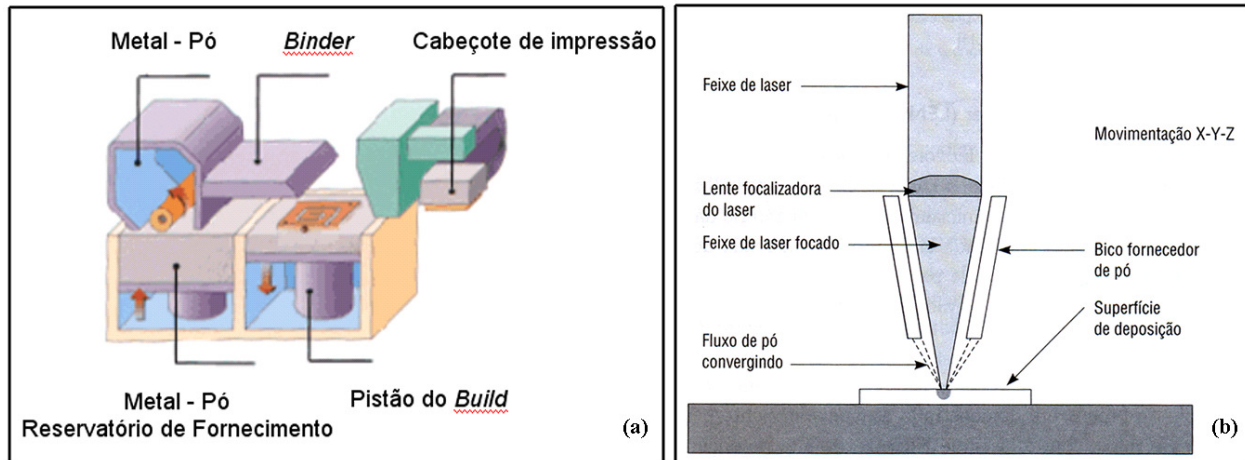


Figura 5.13 – Diagrama esquemático do funcionamento da tecnologia LENS: (a) representação por Lima (2003) e (b) representação por Volpato (2007)

Entre as **vantagens** do processo de LENS Optomec estão: (1) é o único processo comercial disponível que produz protótipos de metal 100% densos sem a necessidade de pós-sinterização; (2) diversas ligas metálicas podem ser utilizadas neste processo, tais como aço inoxidável, inconel, cobre, alumínio e titânio; (3) não necessita de pós-processamento em forno, somente operações de acabamento superficiais e (4) processo que pode ser utilizado para reparar peças danificadas (gastas ou quebradas), podendo também ser combinado com outros processos de fabricação para a adição de pequenos detalhes, reforços ou até mesmo uma camada de revestimento mais resistente ao desgaste (**Lima**, 2003 e **Volpato**, 2007). Uma significativa vantagem dessa tecnologia é que a composição do material pode ser mudada dinâmica e continuamente, permitindo a construção de materiais lamelares com gradientes de composição (e funcionalidade) que incorporam transições de propriedades mecânicas dentro de um único material (*functionally graded materials*). Constitui-se assim numa tecnologia para pesquisa básica. Duas outras vantagens é que esta tecnologia pode servir para deposição de camadas sobre peças produzidas por outras tecnologias, com outros materiais e, também, é utilizada para fazer reparos tais como preenchimento localizado de metal (**Ulbrich et al.**, 2006).

Entre as **deficiências** do processo de LENS Optomec estão: (1) o acabamento superficial não é muito bom quando comparado aos outros processos; (2) acabamento superficial não muito bom, sendo freqüentemente necessária uma posterior operação de usinagem; (3) utiliza *laser* com um alto consumo de energia; (4) oferece somente a possibilidade de se obter peças metálicas; (5) regiões desconectadas do corpo principal são de difícil fabricação (problemas com criação de suporte) (Lima, 2003 e Volpato, 2007). Uma desvantagem em relação ao DMLS é que não existe pó ao redor para sustentar estruturas requisitando assim que elas sejam fixadas a um suporte. Suporte para estruturas suspensas é, ainda, uma situação mais difícil de resolver tendo em vista que estas seriam também constituídas de material *fully dense* e, portanto, difíceis de serem removidos (Ulbrich *et al.*, 2006).

5.2.12 Fundição por feixe de elétron (EBM) da Arcam

A tecnologia Fundição por feixe de elétron EBM (*Electron Beam Melting*) é um processo que está fundamentado na idéia de construir modelos metálicos a partir da sobreposição de camadas de pó metálico (**Figura 5.14**). Um feixe de elétrons é a energia utilizada na fundição de partículas de pó. Os elétrons são emitidos por um filamento aquecido à temperatura de 2.500° C e acelerados através de um anodo até atingir uma velocidade que é metade da velocidade da luz. Lentes magnéticas mantêm o foco do feixe enquanto que um outro campo magnético controla a sua deflexão. Quando os elétrons atingem o pó a energia cinética é transformada em calor. Este processo provê uma eficiência energética e um ambiente mais limpo comparado com as tecnologias que utilizam lasers. Ao contrário dos lasers, que são refletidos e/ou pouco absorvidos por certos metais, praticamente toda a energia é disponibilizada para o aglutinamento das partículas de pó. O resultado final do uso do EBM são peças densas, sem porosidades, não exigindo, assim, nenhuma infiltração. Adicionalmente superfícies especulares têm sido conseguidas em superfícies planas sem a necessidade de polimento (Arcam, 2006).

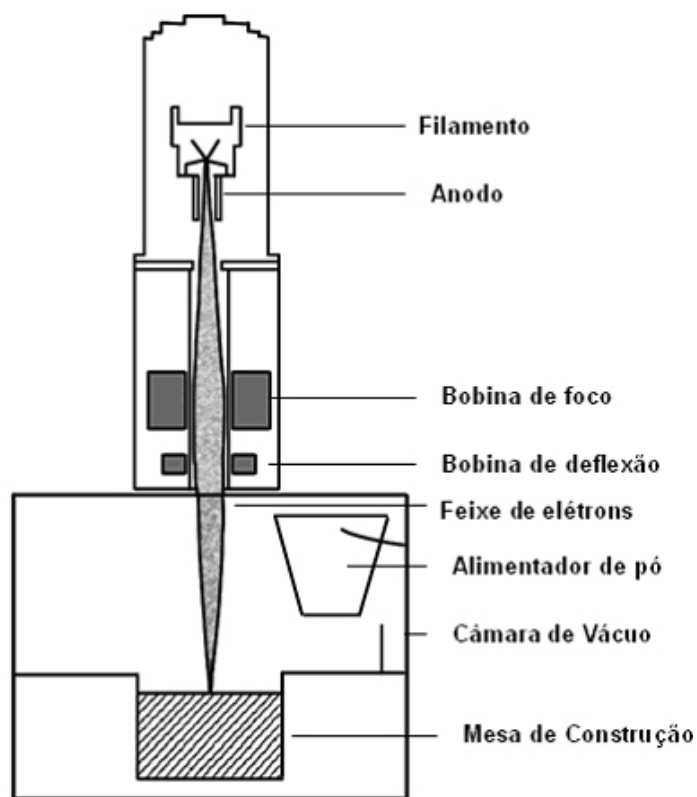


Figura 5.14 – Esquema de funcionamento EBM (Arcam, 2006)

A **Tabela 5.2** mostra as composições químicas de metais utilizadas no processo. Dessas ligas metálicas, uma característica importante que tem sido destacada da tecnologia EBM é a possibilidade de construir peças com grande controle de geometria e dimensões de poros e também *scaffolds*. É possível também construir, simultaneamente, estruturas mistas, isto é um núcleo sólido com uma superfície porosa. O processo utiliza metais biocompatíveis como $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ ELI, Ti Grau 2 e Cobalto-Cromo (Arcam, 2006).

Tabela 5.2 – Composição Química $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ (Arcam, 2006)

Composição Química	Arcam $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$	$\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ ASTM F136
Alumínio, Al	5,7%	5,5 – 6,5%
Vanádio, V	3,9%	3,5 – 4,5%
Ferro, Fe	0,1%	< 0,3%
Oxigênio, O	0,1%	< 0,2%
Nitrogênio, N	0,03%	< 0,05%
Hidrogênio, H	< 0,0005%	< 0,01%

5.2.13 Deposição tridimensional de fibra (3DF)

O processo de deposição tridimensional de fibra 3DF (*Three Dimensional Fiber Deposition*) é uma tecnologia de Prototipagem Rápida utilizada com sucesso para produzir malhas porosas do tipo *scaffolds* em $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$, com completa interconexão dos poros de rede e de alto controle de porosidade e tamanho de poro. O ponto chave desta tecnologia é o controle tridimensional do depósito de fibras por software. Um estudo sobre foi apresentado por **Li Geng et al.** (2005) com o objetivo de avaliar o processo de depósito de fibras de $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$, assim como seus parâmetros de otimização. Para ele o potencial do sistema de 3DF é a fabricação de *scaffolds* com controle da arquitetura, sendo sua construção constante, regular e reproduzível na aplicação de implantes ortopédicos.

Ainda segundo ele, os métodos para produzir poros em $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ incluem: (1) sinterizar as partículas juntas; (2) utilizar um *spray* de plasma de pó num substrato denso seguido de corte das camadas de poros; (3) comprimir e sinterizar as fibras de titânio; formar o estado sólido por expansão dos poros e (4) replicar a esponja polimérica.

Contudo, nenhuma destas técnicas permite a construção com controle completo das formas das conexões dos poros da malha. O estudo apresentado por **Li Geng et al.** (2005) propõe a utilização do material $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$, sendo 66% em pó metálico e 34% em solução aquosa. A deposição das fibras é feita em uma *bioplotter* que consiste em: depositar o material através de uma seringa; pressurizar o material com fluxo regular e posicionar a deposição de material por controle de software.

5.2.14 Fundição seletiva por *laser* (SLM) da MCP-HEK

Um exemplo do processo de fundição seletiva por *laser* SLM (*Selective Laser Melting*) é descrito pela patente US 6.215.093 de **Meiners et al** (2001). Neste processo o objeto é construído dentro de um reservatório onde fica o pó metálico livre do agente de fluxo que é aquecido até a temperatura de fundição do *laser*, escolhida de tal forma que a camada de pó metálico possa ser completamente fundida ao longo de suas densidades ao impacto do feixe de *laser* sobre o pó. O

modelo é formado pelas várias camadas de pó sobrepostas e uma atmosfera de gás protetora é mantida sobre a zona de interação do feixe de *laser* e o do pó metálico (**Figura 5.15**).

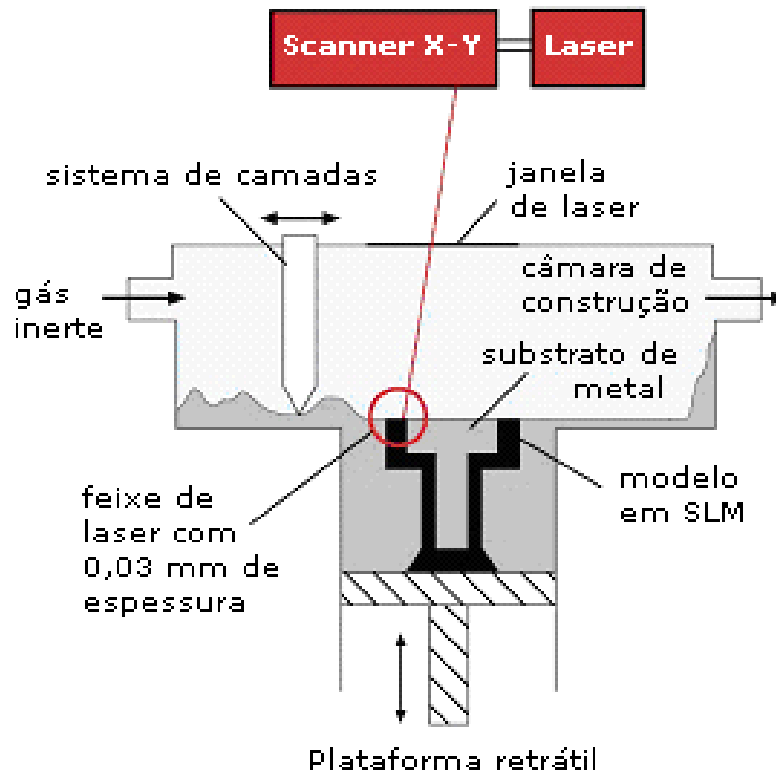


Figura 5.15– Diagrama esquemático do processo SLM (Mcp-group, 2007)

Devido ao fato de que o material de pó metálico está livre do agente de fluxo e que cada vez que é aquecido para a sua temperatura de fundição, o material de pó metálico é completamente fundido ao longo de suas camadas de tal forma que um corpo denso pode ser formado com alta resistência. Isso permite que este modelo possa ser testado em condições operacionais que requeiram altas temperaturas, enquanto que, dependendo do tipo de metal utilizado, também podem apresentar altas propriedades de tensão mecânica. É importante ressaltar nesta consideração que a camada de material de pó metálico penetra a camada já fundida localizada abaixo durante o processo de fundição, tal que áreas vizinhas derretem umas as outras não sendo criados encaixes ou outras áreas transitivas, formando assim uma estrutura sólida homogênea. Nesta consideração, também é importante manter uma atmosfera de gás protetora durante o processo na zona de interação entre o feixe de *laser* e o material de pó metálico para evitar defeitos como aqueles causados pela oxidação.

5.2.15 Sinterização a *laser* direta em metal (DMLS)

A tecnologia de sinterização a *laser* direta em metal DMLS (*Direct Metal Laser Sintering*) consiste de SLS aplicada à prototipagem direta de peças metálicas. Em comparação com as tecnologias apresentadas, tem como desvantagens o tempo de esfriamento do *build* e a porosidade intrínseca ao processo que pode, dependendo da aplicação, requerer infiltração com um material de menor ponto de fusão para melhorar as características mecânicas. Em sendo isto necessário pode haver comprometimento da biocompatibilidade do material. Como o objeto é suportado apenas pelo pó que o rodeia, estruturas suspensas ou com recesos (*undercuts*) podem ser construídas (Ulbrich *et al.*, 2006).

5.2.16 Deposição na fase de gás (GPD)

No processo de deposição na fase de gás GPD (*Gas Phase Deposition*) as moléculas de um gás reativo são depositadas em um material particulado usando uma luz ou calor produzidos por um gerador de laser, transformando-o em sólido. Dickens (1995) descreve três métodos possíveis de construção através do tipo de incidência da luz ou do calor. São eles: (1) SALD (*Selective Area Laser Deposition*): o sólido formado pelo gás depositado é o mesmo utilizado para formar a peça. Pode-se utilizar materiais como carbono, silicone e carbonetos; (2) SALDVI (*Selective Area Laser Deposition Vapour Infiltration*): o gás se deposita entre os grãos do material particulado, e (3) SLRS (*Selective Laser Reactive Sintering*): os raios de laser promovem uma reação entre o gás e o material particulado formando o sólido. Pode-se utilizar materiais como carbonetos e nitretos.

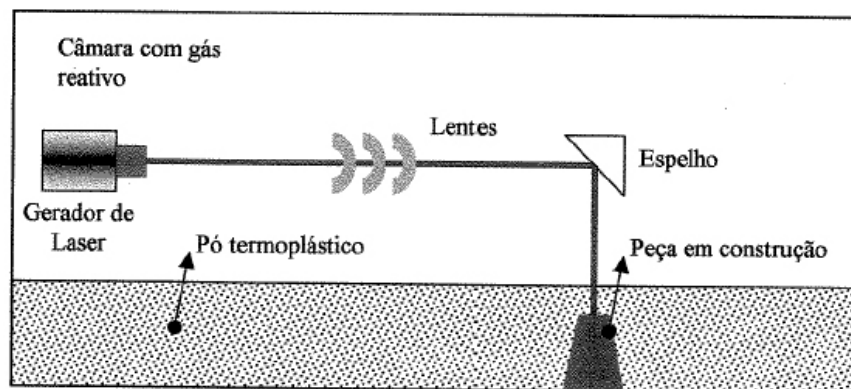


Figura 5.16 – Diagrama esquemático do processo GPD (Pizzolito, 2004)

5.2.17 Formação espacial (SF)

O processo de formação espacial SF (*Spatial Forming*) é descrito por **Pham e Gault** (1998) como o sistema e destacam que este processo é utilizado em protótipos na área médica em aplicações onde a alta precisão dimensional e o pequeno tamanho da peça são requisitos técnicos fundamentais. O negativo da peça é construído camada por camada através da deposição de material cerâmico e a cura é realizada por meio de luz ultravioleta. Este processo é repetido até que a formação do negativo da peça permita a construção da peça final através do preenchimento do espaço por um material injetado. Após completado o processo, o protótipo é aquecido em uma atmosfera de nitrogênio para remoção do elemento de liga da parte negativa da peça e, também, para sinterizar ambos os materiais. Finalmente, a parte cerâmica pode ser removida por meio de ultrassom e obtém-se a peça final. (**Pizzolito**, 2004).

5.2.18 Eletroformação (ES)

O processo de eletroformação (ES – *Electrosetting*) é descrito por **Pham e Gault** (1998) como o processo onde os eletrodos são impressos em um material condutivo como o alumínio. Após a impressão de todas as camadas, uma sobre a outra, a peça é submersa em um fluido eletro sensível e energizado. O fluido penetra entre as camadas fazendo a junção entre elas, completando a formação da peça. O pós-processamento da peça exige a retirada da parte em alumínio e a drenagem do fluido eletro sensível. O método de construção traz algumas vantagens para a peça final: alta densidade, boa compressibilidade, alta dureza superficial e alta adesão das camadas. Estas propriedades podem ser controladas pela máquina através dos parâmetros e valores de tensão e corrente aplicados ao alumínio. (**Pizzolito**, 2004).

5.2.19 Solda tridimensional (3DW)

O processo de solda tridimensional 3DW (*Three Dimensional Welding*) é descrito por **Pham e Gault** (1998) como o método que propõe a construção do protótipo por meio de um robô que controla o depósito de material através de um arco de solda. As informações para confecção da peça partem direto de um arquivo CAD, ao contrário de outros sistemas de PR que utilizam

um arquivo CAD triangularizado (STL). Por se tratar de um método experimental, **Dickens** (1995) afirma que muitos problemas ainda precisam ser resolvidos como o super aquecimento que causa o derretimento da parte já construída da peça e do acabamento superficial de baixa qualidade. (**Pizollito**, 2004).

5.2.20 Manufatura por deposição de forma (SDM)

O processo chamado Manufatura por deposição de forma SDM (*Shape Deposition Manufacturing*) foi desenvolvido pela *Stanford University* em conjunto com a *Carnegie Mellon University*, no início da década de 90. **Pham e Gault** (1998) destacam que o diferencial deste processo é unir as principais vantagens oferecidas por três tipos de métodos construtivos que atuam em uma característica particular da peça em cada passo do processo, caracterizando o método como combinado (**Figura 5.17**).

No primeiro estágio, o material fundido é depositado através de um canhão sobre a plataforma de construção robotizada. A peça é transferida para o segundo estágio onde uma espécie de fresadora 5 eixos remove o material em excesso formando a camada com a geometria e dimensões da fatia correspondente a peça final. No terceiro estágio a camada é transferida para um estágio de alívio de tensões que controla o nível de tensão residual da peça. Após o término do terceiro estágio, a peça retorna a estação de deposição de material onde as camadas e suportes complementares serão adicionados até que a peça seja finalizada.

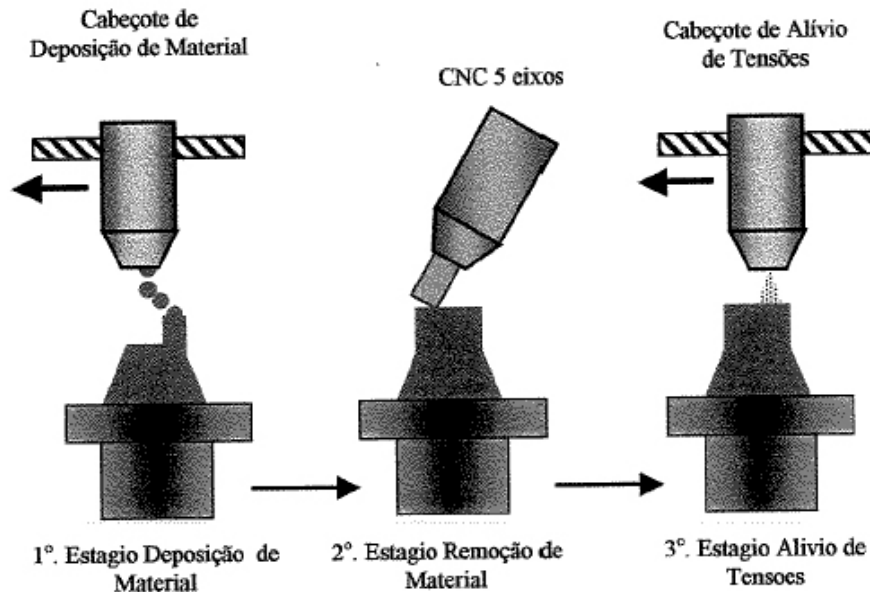


Figura 5.17– Diagrama esquemático do processo SDM (Pizzolito, 2004)

Cada estágio de construção fornece a peça final pelo menos uma característica técnica essencial: Cada estágio de construção fornece a peça final pelo menos uma característica técnica essencial:

- primeiro estágio – Estação de deposição: deposita o material fundido e este não recebe nenhuma incidência de raios laser ou ultravioleta para se solidificar, mantendo um bom grau de coesão e adesividade para receber as próximas camadas;

- segundo estágio – Estado de remoção de material: por se tratar de um processo semelhante aos métodos de remoção de material já conhecidos, a acuracidade e precisão dimensional é mantida e

- terceiro estágio – Estação de alívio de tensões: executa o tratamento das tensões residuais geradas durante o processo de resfriamento e remoção de material.

5.2.21 Polimerização térmica líquida (LTP)

O processo de polimerização térmica líquida LTP (*Liquid Thermal Polymerization*) é similar a Estereolitografia exceto na utilização de uma resina termo sensível e de um gerador de laser infra vermelho para criação das camadas. **Pham e Gault** (1998) destacam que estas diferenças causam alguns problemas na geração e controle do calor dissipado causando “chupagem” na peça, o que prejudica sua qualidade (**Pizollito**, 2004).

5.2.22 Solidificação por interface de feixe (BIS)

O processo de solidificação por interface de feixe *Beam Interference Solific* (BIS) é o método utiliza dois geradores de laser montados em 90°, emitindo raios laser em diferentes frequências para polimerizar uma resina em uma câmara de paredes transparentes. O gerador de laser número 1 excita o líquido para um estado reversível. Enquanto isso o gerador de laser número 2 polimeriza a resina excitada (**Figura 5.18**).

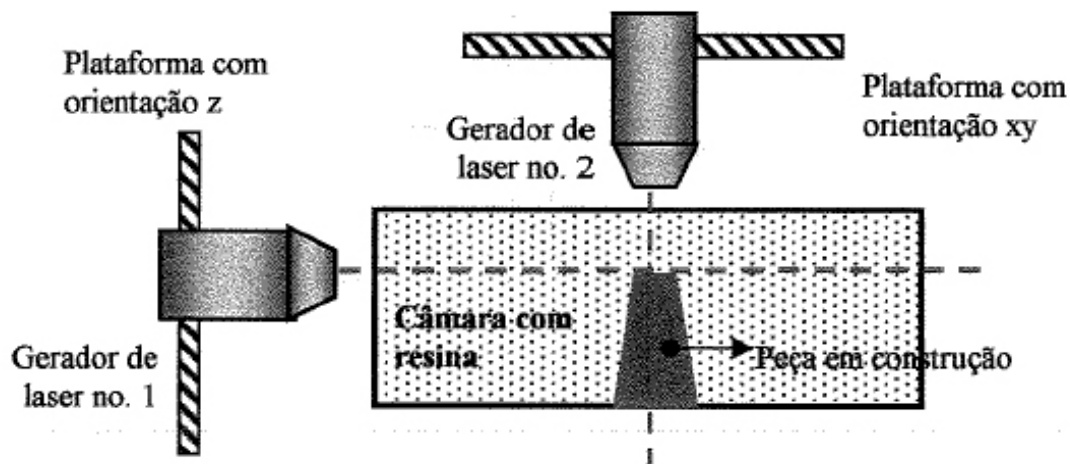


Figura 5.18 – Diagrama esquemático do processo BIS (Pizollito, 2004)

A interferência entre os raios laser dos geradores número 1 e 2 na resina formam a peça. **Kruth** (1991) relata que este método apresenta alguns problemas: a) sombra na peça devido a solidificação prévia da resina em alguns pontos da peça; b) deformações na superfície da peça devido a intensidade de absorção da luz produzida pelos raios laser e c) dificuldade a intersecção dos raios de laser em pontos de diferentes temperaturas na resina (**Pizollito**, 2004).

5.2.23 Cura sólida na base (SGC)

Para **Gorni** (2003) o processo de cura sólida na base SGC (*Solid Ground Curing*) é bastante similar a estereolitografia, pois ambos usam radiação ultravioleta para endurecer, de forma seletiva, polímeros fotossensíveis. Contudo, este processo cura uma camada inteira de uma vez. A resina foto-sensível é borrifada sobre a plataforma de construção. A seguir, a máquina gera uma foto-máscara correspondente à camada a ser gerada. Esta foto-máscara é impressa sobre uma placa de vidro. A seguir a máscara é exposta à radiação ultravioleta, a qual passa apenas através das porções transparentes da máscara, endurecendo seletivamente as porções desejadas de polímero correspondentes à camada atual. Após a cura da camada, a máquina succiona por vácuo o excesso da resina líquida e borrifa cera em seu lugar para dar suporte ao modelo durante sua construção (**Figura 5.19**).

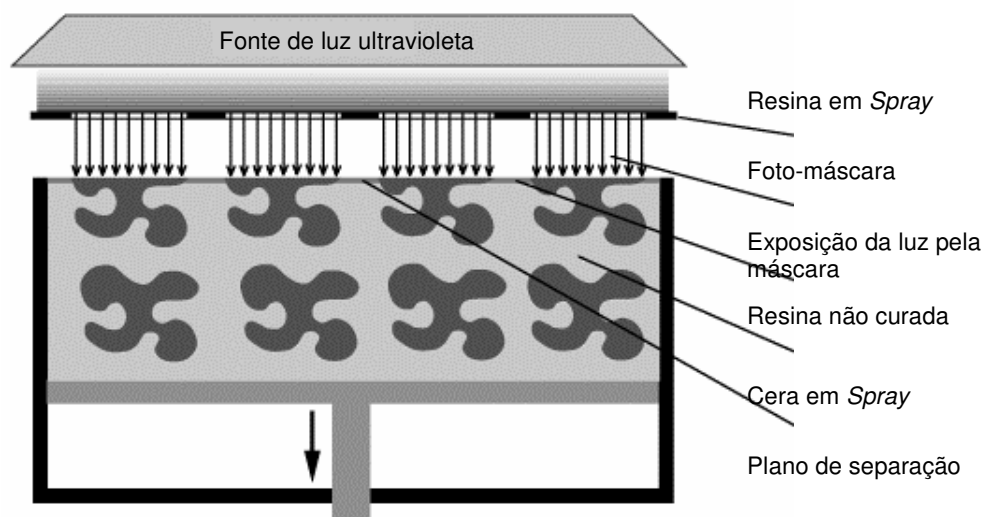


Figura 5.19 – Diagrama esquemático do processo SGC (Gorni, 2003)

Pham e Gault (1998) destacam que este sistema desenvolvido e comercializado pela empresa Cubital é similar a Esteriolitografia, pois ambos utilizam raios ultravioletas para realizar a cura de uma resina fotopolimerizável. O primeiro passo é a distribuição através de um jato, de resina fotopolimerizável sobre a plataforma de construção. Então, a máscara descritiva reproduz a máscara da camada a ser construída e imprime esta máscara na placa de vidro sobre a plataforma através de processo eletrostático. Neste instante, incide sobre a máscara luz ultra violeta e a camada da peça é formada com a cura da resina nesta área. Após a cura, o excesso de resina é

recolhido pela máquina por um sistema de vácuo e a superfície é alinhada pelo dispositivo de nivelamento. O ciclo se repete até a completa formação da peça. Este sistema permite a construção de peças grandes com boa qualidade dimensional. A figura mostra o funcionamento da máquina (Pizollito, 2004).

Entre as **vantagens** do processo de SGC estão: (1) o processo SGC produz modelos precisos e com bom acabamento superficial; (2) outro benefício do uso de uma lâmpada ultravioleta é que a resina não requer pós-cura e (3) o processo não precisa de suportes para construir o protótipo (Lima, 2003).

Entre as **deficiências** do processo de SGC estão: (1) a máquina e os materiais têm custos elevados e (2) só existe um tipo de polímero disponível.

5.2.24 Solidificação por interface holográfica (HIS)

O processo de solidificação por interface holográfica HIS (*Holographic Interference Solidification*) é descrito por Pham e Gault (1998) como o método de construção utilizado por este processo é a projeção de uma imagem holográfica sobre uma resina causando a completa solidificação da superfície da peça. Os dados são obtidos diretamente do arquivo CAD, ao contrário de outros sistemas de prototipagem rápida que utilizando um arquivo CAD triangularizado (STL). Atualmente, não existem sistemas comerciais que utilizam este processo. (Pizollito, 2004)

5.2.25 Jateamento por partículas (BPM)

O processo de jateamento por partículas BPM (*Ballist Particle Manufacture*) é um sistema que opera a partir da aplicação de um jato de material fundido composto por diferentes substratos, que se unem através de uma solda fria, formando a peça. Em cada grão de material é aplicado uma carga eletrostática, no momento em que são expelidos pelo cabeçote de injeção, a fim de melhorar o assentamento das camadas. O material deve ser expelido em uma atmosfera inerte contendo nitrogênio, para evitar oxidação e dispersão das partículas. Os parâmetros que

afetam a qualidade da peça são: a carga eletrostática aplicada, a temperatura do material no momento da aplicação do jato e a velocidade das partículas de material (**Pham e Gault, 1998**).

Entre as **vantagens** do processo de BPM estão: (1) o baixo custo do protótipo e hora máquina; (2) a possibilidade de utilizar alguns materiais metálicos para construção da peça; (3) a composição da estrutura em grão finos de material e (4) boas propriedades mecânicas que a peça apresenta.

Entre as **deficiências** do processo de BPM estão: (1) o fato do sistema possuir compatibilidade com uma pequena gama de materiais comerciais e (2) não conseguir aliviar velocidade de construção e acuracidade geométrica/dimensional. (**Pizollito, 2004**).

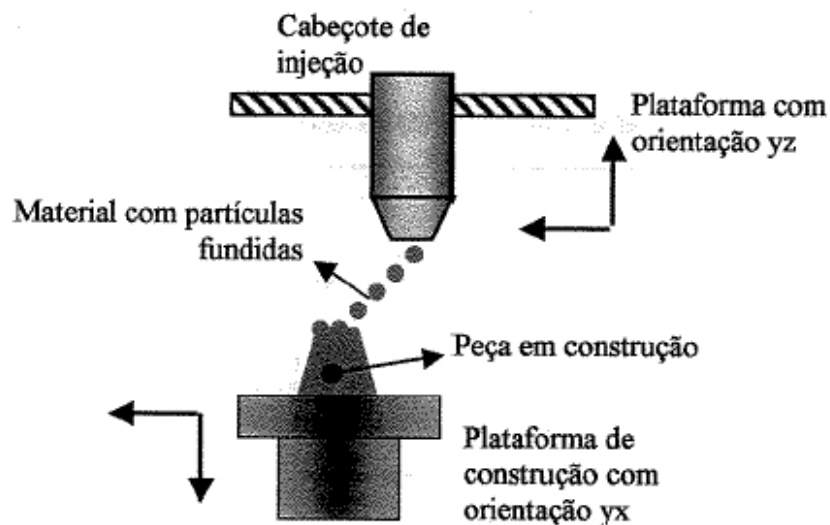


Figura 5.20 – Diagrama esquemático do processo BPM (Pizollito, 2004)

5.2.26 Prototipagem por congelamento rápido (RFP)

O processo de prototipagem por congelamento rápido RFP (*Rapid Freeze Prototyping*) foi desenvolvido pelo Dr. Ming Leu da Universidade de Missouri-Rolla (**Kai, 2003**). Neste processo, é possível construir peças de gelo, camada por camada, através do congelamento de gotas d'água. Uma das vantagens apontadas por esta tecnologia é o baixo custo operacional. Por outro lado, por não poder ser utilizado em temperatura ambiente, a sua aplicação fica limitada a produzir modelos padrão para moldes de silicone ou mesmo para fundição semelhante ao processo de cera

perdida. Uma aplicação fora da engenharia que desperta interesse é na confecção de esculturas de gelo diretamente de uma geometria 3D do CAD (Volpato, 2007).

5.2.27 Impressão tridimensional (3DP) – ProMetal da Ex One Corporation

Desde 1997, a empresa Extrude Hone Corporation dos EUA, mais recentemente Ex One Corporation, vem oferecendo o seu equipamento baseado no processo 3DP do MIT. A empresa possui licença para obtenção de componentes mecânicos através do processo.

O **princípio de funcionamento** do processo 3DP da Ex One pode ser descrito como: Segundo Volpato (2007), o pó metálico é coletado do reservatório de suprimento, espalhado e nivelado por um rolo sobre a superfície do pistão que conterá a peça fabricada. Este sistema de espalhar então recua para a posição inicial (**Figura 5.29**). O cabeçote de jato de tinta imprime um líquido aglutinante fotopolimérico sobre as partículas do pó metálico, descrevendo a geometria da camada. Em seguida, o sistema de espalhar coleta mais material e avança parcialmente, até que a lâmpada de luz UV utiliza para curar o ligante esteja posicionada sobre a camada impressa da peça. Após a cura do ligante, a plataforma desce em Z o incremento da espessura da camada e o sistema de espalhar continua o deslocamento depositando mais uma camada, recuando então para a posição original. Este ciclo é repetido até a finalização da peça. Segundo Kruth (1998), o aglutinante utilizado é o látex coloidal e material é aço inox ou aço ferramenta. Assim como nos demais processos que trabalham com pó, as partículas do material não aglutinado atuam como suporte natural da peça. Ao final do processo, o pistão que contém a peça verde é retirado do bolo formado. Esta peça verde não possui resistência suficiente para aplicação final, necessitando então de uma etapa de pós-processamento em um forno. Numa primeira etapa de pós-processamento, a peça é aquecida queimando o aglutinante e iniciando a sinterização metálica das partículas. Ao final desta etapa, tem-se uma peça com uma porosidade de 60%. A peça vai novamente ao forno a 1100°C onde, pela ação da capilaridade, uma liga de bronze é infiltrada, obtendo-se uma peça completamente densa (Kruth, 1998). Após esta última etapa, geralmente são necessárias operações de acabamento envolvendo usinagem, polimento e tratamento superficial.

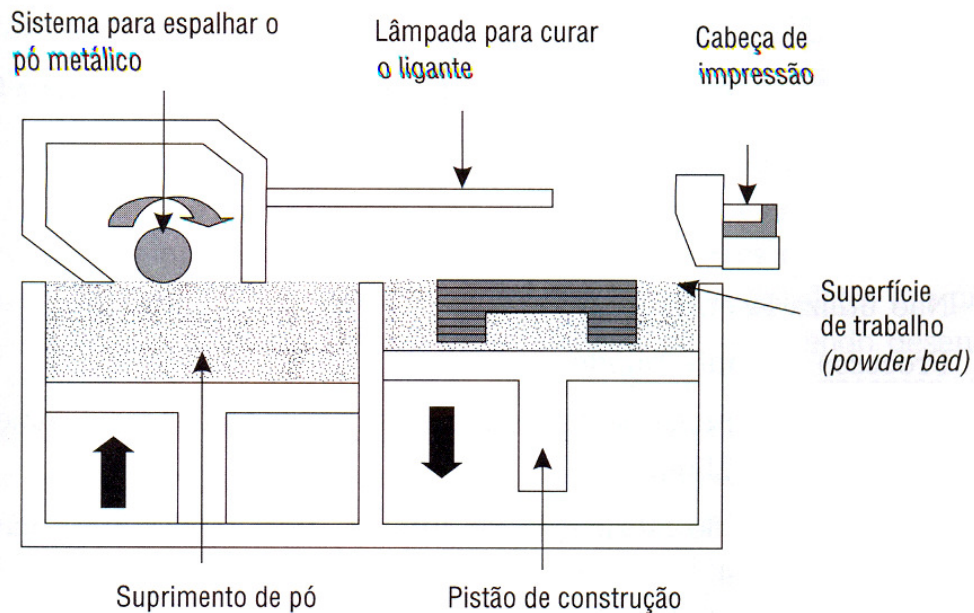


Figura 5.21 – Diagrama esquemático do processo 3DP da Prometal (Volpato, 2007)

Entre as **vantagens** do processo de 3DP da Ex One estão: (1) não utiliza *laser*; (2) processo bastante rápido; (3) permite a obtenção de peças grandes, podendo chegar a dimensões de 1000x500x250mm e (4) não necessita de fabricação de insertos para moldes com canais de refrigeração que acompanham a geometria da peça (Volpato, 2007)

Entre as **deficiências** do processo de 3DP da Ex One estão: (1) necessita de pós-processamento em dois ciclos num forno à alta temperatura e (2) oferece somente a possibilidade de se obter peças metálicas (Volpato, 2007).

5.2.28 Impressão tridimensional (3DP) da Z Corporation

A empresa Z Corporation (EUA) adquiriu a licença para continuar o desenvolvimento e comercializar equipamentos baseados no princípio da tecnologia 3D patenteado pelo MIT. Segundo **Sachs** (2000), o processo de fabricação de sólido de forma livre (SFF – *Solid Free Form*) também é chamado de impressão tridimensional que vem do termo inglês *Three Dimensional Printing* (3DP).

O processo de Impressão Tridimensional (3DP, de *Three Dimensional Printing*), que foi desenvolvido pelo MIT (Massachusetts Institute of Technology), após ter sido licenciado por algumas empresas (seis, segundo **Kruth**, 1998), tem aumentado consideravelmente a sua participação no mercado de equipamentos de prototipagem rápida.

O **princípio de funcionamento** do processo 3DP da Z Corporation é descrito por **Cheung** (2001) como a técnica que se refere a uma classe inteira de equipamentos que usam a tecnologia de jato de tinta (**Figura 5.22**). Os protótipos são construídos sobre uma plataforma situada num recipiente preenchido com pó a base de gesso ou amido. Um cabeçote de impressão por jato de tinta imprime seletivamente um líquido aglomerante que liga o pó nas áreas desejadas. O pó que continua solto permanece na plataforma para dar suporte ao protótipo que vai sendo formado. A plataforma é ligeiramente abaixada, adiciona-se uma nova camada de pó e o processo é repetido.

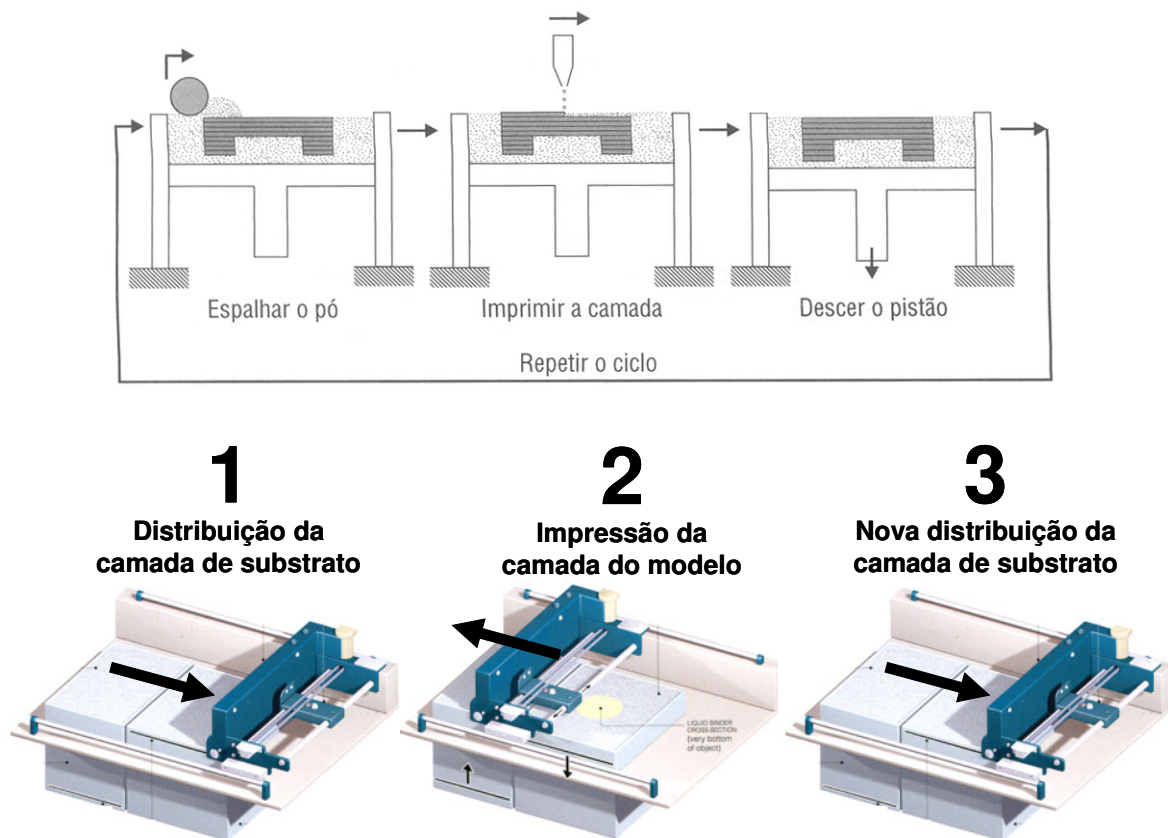


Figura 5.22 – Diagrama esquemático do processo 3DP da Z Corporation (adaptado de Volpato, 2007 e Zcorp, 2007)

Para **Volpato** (2007), diferentemente das tecnologias anteriores, a tecnologia 3DP **não** utiliza *laser* para processar o material em forma de pó. Neste processo, o material é agregado por um aglomerante depositado por impressão tipo jato de tinta. Um rolo espalha e nivela o material e a cabeça de impressão deposita o aglutinante de acordo com a geometria 2D da camada sendo processada. Este processo também não requer estrutura de suporte, pois o material ao redor da peça não processado atua como suporte natural. Adicionalmente, várias peças podem ser fabricadas empilhadas em uma operação. Aparentemente, não há limitação quanto aos materiais que podem ser utilizados neste processo, sendo comum a utilização de cerâmica, metal, polímero, gesso e material à base de amido. O aglomerante deve ser desenvolvido especificamente para cada tipo de pó.

As peças fabricadas por este processo necessitam de uma etapa de pós-processamento para aumentar a resistência ou acabamento superficial. Este pós-processamento vai variar de acordo com o material sendo processado. Teoricamente, assim como no processo SLS, qualquer material que pode ser transformado em pó pode ser utilizado nesta tecnologia. A empresa Z Corporation oferece alguns materiais, entre eles estão disponíveis dois materiais à base de gesso e um à base de amido e celulose. O aglomerante utilizado é um ativador do amido à base d'água que une os grãos do material. Em alguns casos, para a finalidade de uma revisão rápida do projeto, a peça pode ser deixada verde, ou seja, sem pós-processamento, no entanto, com uma peça extremamente frágil. Normalmente, para se obter uma peça com maior resistência, o material é infiltrado com cera. Para aumentar ainda mais a resistência, é possível infiltrar as peças com resina epóxi. Também é possível utilizar um infiltrante à base de uretano para tornar o protótipo flexível, simulando borracha. Para acelerar o processo de impressão, cabeçotes com múltiplos jatos são utilizados. Um dos equipamentos oferecidos utiliza um cabeçote convencional de impressoras. Com os materiais disponíveis, os protótipos obtidos são direcionados para verificação de projeto, comunicação e padrão para aplicações em fundição. Um dos materiais oferecidos, à base de gesso e cerâmica, é utilizado no processo ZCast, que objetiva a fabricação de molde para fundição de metal com baixo ponto de fusão, tais como alumínio, zinco e magnésio (**Zcorp**, 2007).

Entre as **vantagens** do processo de 3DP da Z Corporation estão: (1) alta velocidade de construção do protótipo; (2) o custo do equipamento e de seus materiais é relativamente baixo; (3) como o processo parte do princípio de uma impressora há a possibilidade de obtenção de peças coloridas em um dos modelos de equipamentos, utilizando o padrão STL colorido, como por exemplo protótipos com o rótulo do produto ou uma análise de CAE; (4) também é possível criar modelos flexíveis com o uso de elastômero; (5) não utiliza laser; (6) não necessita de suporte em regiões não conectadas e (7) não há desperdício de material, pois o pó solto, não impresso durante o processo pode ser reutilizado (Lima, 2003 e Volpato, 2007).

Entre as **deficiências** do processo de 3DP da Z Corporation estão: (1) pequenas peças não apresentam uma boa definição devido às tolerâncias grosseiras do processo; (2) os protótipos oferecem baixa resistência, apresentando limitação na funcionalidade das peças obtidas; (3) necessita de pós-processamento para limpeza e infiltração com resina para melhorar a resistência das peças e (4) acabamento superficial satisfatório para aplicações menos exigentes em precisão (Lima, 2003 e Volpato, 2007).

O próximo sub-capítulo (5.3) tem como objetivo possibilitar um aprofundamento técnico de todo o processo da tecnologia de impressão tridimensional, através de um estudo minucioso de patentes, artigos, dissertações, etc. A tecnologia a ser investigada aqui é a impressão tridimensional oferecida pela empresa Z Corporation que é o equipamento principal de prototipagem rápida utilizado nas pesquisas deste trabalho. O equipamento foi escolhido pelos seguintes motivos: (1) é um dos sistemas de prototipagem mais baratos do mercado (equipamento e matéria-prima); (2) tem a possibilidade de atuar com vários tipos de materiais; (3) existem outras pesquisas visando materiais alternativos (por exemplo, aglomerante nacional e infiltrante a base de água); (4) gera pouco ou nenhum lixo tóxico; (5) várias instituições nacionais de pesquisa já possuem este tipo de equipamento (CenPRA, Unicamp, USP, etc.) e possui assistência técnica no Brasil.

5.3 Processo da 3DP

Conforme mencionado anteriormente, essa classe de máquinas engloba todas as máquinas que utilizam a tecnologia de jato de tinta para construir as camadas de um protótipo. **Yan e Gu** (1996) descrevem o sistema e afirmam que em todos os processos os cabeçotes de impressão lançam jatos de aglomerante sobre a camada de pó até que se forme a camada desejada. Os cabeçotes podem se movimentar ao longo dos eixos X e Y. As camadas da peça são construídas a cada passo dos cilindros de alimentação, que se movimentam para cima (eixo Z). O cilindro de construção, ao contrário dos de alimentação, se movimenta para baixo afim de manter todo o conjunto da máquina em um mesmo nível. A cada movimento do conjunto, o rolo nivelador carrega o pó para a construção de uma nova camada. O passo dos cilindros de alimentação define também, a espessura da camada a ser construída. Este processo se repete até o fim da construção da peça. Esta técnica foi comercializada e desenvolvida por diferentes companhias e se diferem apenas por pequenos detalhes construtivos.

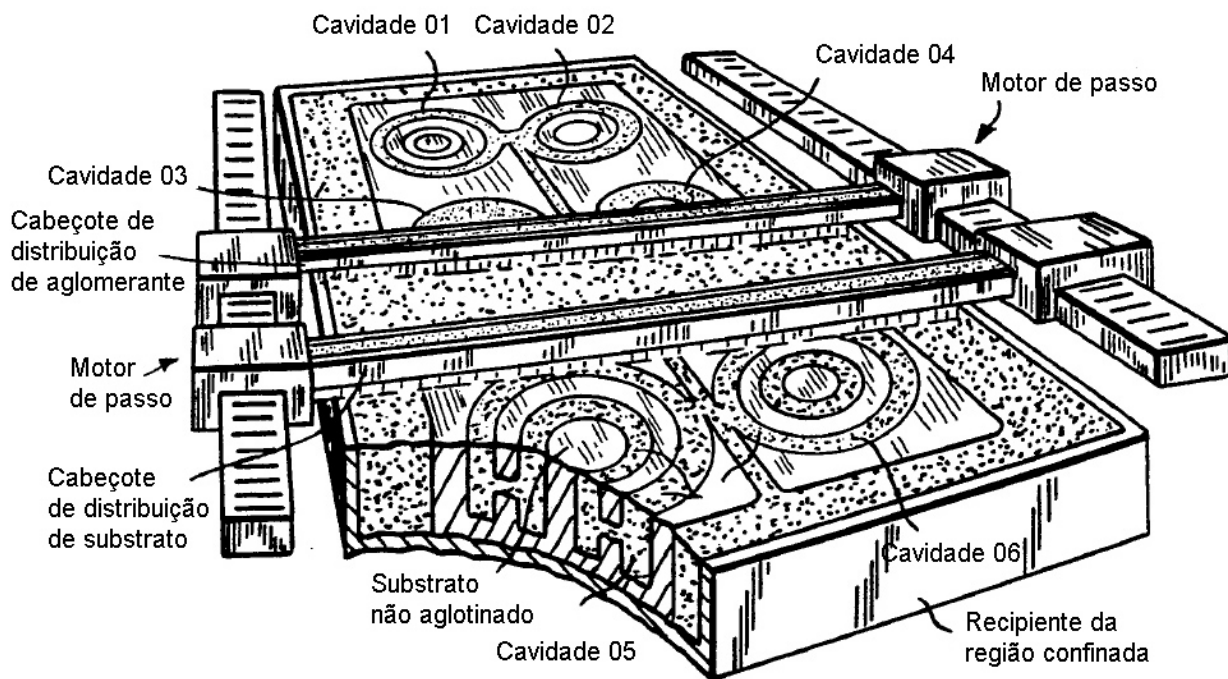
5.3.1 História da 3DP

A 3DP da Z Corporation inicialmente foi desenvolvida pelo MIT. A primeira patente é de 1993 e descreve o sistema de prototipagem rápida por impressão tridimensional. A patente US 5.204.055 de **Sachs et al.** (1993) descreve a impressão tridimensional como “Um processo para fazer um componente para depositar uma primeira camada de um material poroso, como um substrato em uma região confinada, e então depositar um material aglomerante em regiões selecionadas da camada de material de substrato para produzir uma camada de material de substrato aglutinado. Algumas etapas são repetidas um número selecionado de vezes para produzir sucessivas camadas de material de substrato aglutinado até que se forme o componente desejado. O substrato não aglutinado é então removido. Em alguns casos, o componente pode ser processado posteriormente como, por exemplo, para aquecê-lo para posterior tratamento superficial”.

Esta patente abrange de modo geral, o princípio de funcionamento da invenção, utilizando como ilustração um molde cerâmico e exemplificando também os tipos de materiais que podem

ser utilizados. A **Figura 5.23** ilustra uma vista isométrica de uma incorporação particular da invenção para um equipamento para construção de molde cerâmico com seis cavidades.

A descrição sumária da invenção diz: “De acordo com a incorporação preferida na invenção, material substrato, por exemplo, um substrato cerâmico, um substrato metálico, ou um substrato plástico, é depositado em camadas sequenciais uma no topo da outra. Seguindo o depósito de material substrato, um material líquido aglomerante é seletivamente fornecido para a camada de material substrato usando uma técnica de impressão a jato de tinta de acordo com o modelo tridimensional criado por computador que será formado. Seguindo a aplicação sequencial de todas as camadas de substrato requeridas e do material aglomerante para formar o modelo em questão, o substrato não aglutinado é apropriadamente removido, resultando na formação do modelo tridimensional requerido. É de conhecimento que esta técnica permite a confecção de modelos complexos em metal, cerâmica, ou metal-cerâmicos para serem efetivamente formados com um alto grau de resolução em um período de tempo razoavelmente curto. Esta técnica pode ser particularmente útil, por exemplo, para prover moldes de rápida produção em metal e formação rápida de pré-formas para metais de matrizes de composição. Esta técnica pode ainda ser utilizada com materiais plásticos para formar componentes plásticos ou modelos para diversos propósitos” (patente US 5.204.055 de **Sachs et al**, 1993).



Vista isométrica de uma incorporação particular da invenção para um equipamento para construção de molde cerâmico com seis cavidades

Figura 5.23 – Ilustração de patente de impressora tridimensional (3DP) (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)

5.3.2 Formação do modelo em 3DP

A patente US 5.340.656 de **Sachs et al.** (1994) descreve o processo de formação de um modelo em um equipamento de impressão tridimensional: “O diagrama ilustra a fabricação de um modelo de acordo com a invenção descrita na **Figura 5.24**. Para o modelo em questão uma camada de substrato é depositada a partir do cabeçote de distribuição em uma recipiente sobre uma camada previamente formada que já tenha recebido o material aglomerante depositado nesta camada (A). Uma cada de material aglomerante é então impresso em uma camada de substrato a partir de um jato do cabeçote de impressão para formar a próxima camada de substrato aglotinado (B). Cada operação é repetida for cada camada subsequente. Um estágio intermediário da formação do modelo é mostrado em (C). Quando a última camada de aglomerante é impressa como ilustrado em (D), o excesso de substrato não utilizado é removido, formando finalmente o modelo descrito em (E).”

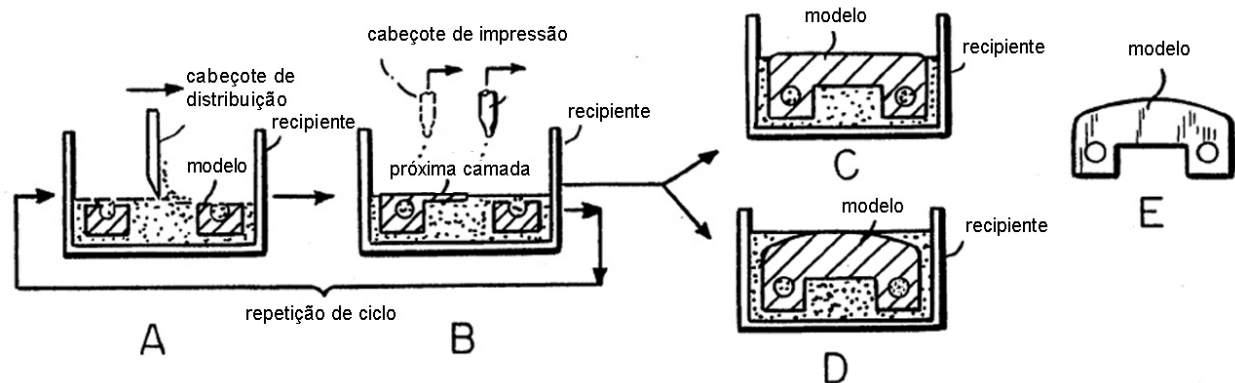


Figura 5.24 – Ilustração de patente dos diferentes estágios da impressora tridimensional (3DP) (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)

A **Figura 5.25** ilustra uma vista diagramática da formação de um modelo tendo características reentrantes. Assim no item (A), o material aglomerante é impresso em três regiões selecionadas para uma configuração inicial de camadas seqüenciais, quando, para uma configuração final das camadas seqüenciais, a região selecionada abranja todas as três regiões formadas como ilustrado no item (B). Para moldes impressos, como os discutidos anteriormente, podem ser inclusos alumina, sílica, zircônia e zircon, por exemplo (patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994).

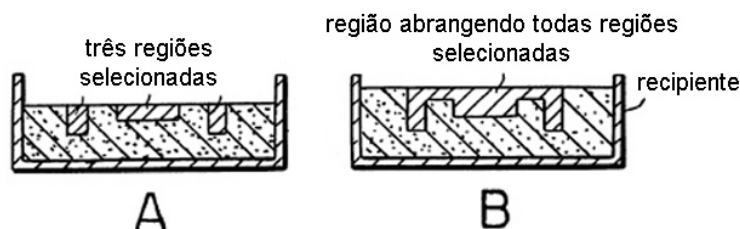


Figura 5.25 – Ilustração de patente da formação de modelo em impressão tridimensional (3DP) (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)

5.3.2.1 Composição das camadas de impressão

Um exemplo de modelo 3D é mostrado na **Figura 5.26** no item (A). Um algoritmo é utilizado para identificar as camadas selecionadas sucessivamente, isto é, para fornecer as respectivas informações da camada 2D selecionada do modelo 3D, começando, por exemplo, de camada inferior. Um exemplo destas camadas está ilustrado no item (B). O desenvolvimento de um algoritmo específico para o fatiamento do modelo pode ser encontrado no estado da arte.

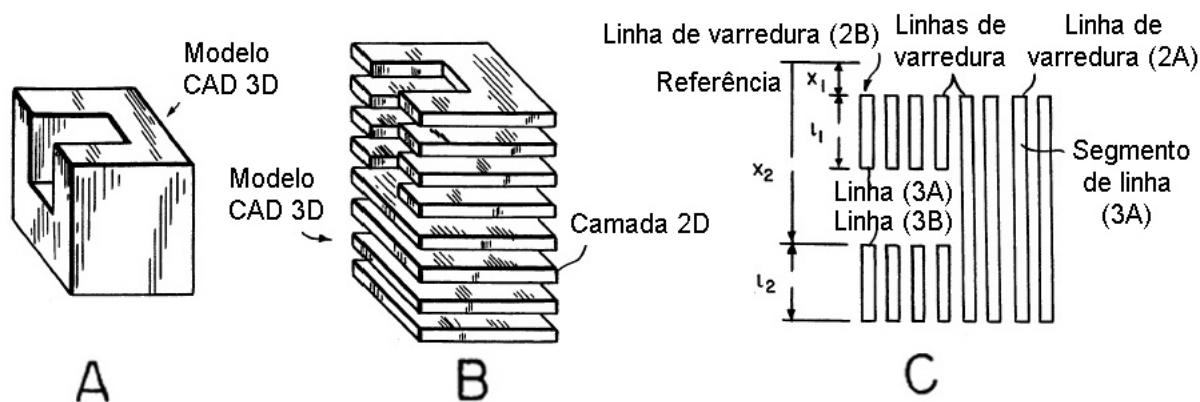


Figura 5.26 – Ilustração de patente exemplificando o modelo 3D, as camadas 2D e os segmentos de linha 1D (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)

Uma fatia 2D em particular pode ser selecionada, a camada é então reduzida para uma série de linhas de uma dimensão (1D) como é ilustrado na vista de planta da **Figura 5.26** item (C). O desenvolvimento de um algoritmo para a redução em linhas pode ser encontrado no estado da arte. Cada linha de varredura compreende um segmento de linha simples (o segmento 3A da linha 2A, por exemplo) ou dois ou mais segmentos curtos de linha (os segmentos 3B da linha 2B, por exemplo). Para cada segmento de linha tem-se a definição de um ponto de início e um comprimento de linha. Por exemplo, os segmentos de linha 3B têm os pontos de início em x_1 e x_2 , respectivamente, medidos a partir da linha de referência, e comprimentos l_1 e l_2 , respectivamente, medidos a partir dos pontos iniciais x_1 e x_2 (patente US 5.340.656 de **Sachs et al**, 1994).

5.3.2.2 Composição das linhas de impressão

As linhas de impressão são formadas pela deposição do aglomerante sob o leito de substrato como mostra a **Figura 5.27**. A formação das linhas é um dos principais fatores que influenciam na qualidade do protótipo. **Lanzetta e Sachs** (2003) desenvolveram um trabalho sobre a qualidade da impressão tridimensional. Segundo os autores, este processo de prototipagem tem origem em linhas individuais, que são o bloco primitivo de construção de modelos a partir de impressão tridimensional. Essas linhas podem ser visualizadas na **Figura 5.28**.

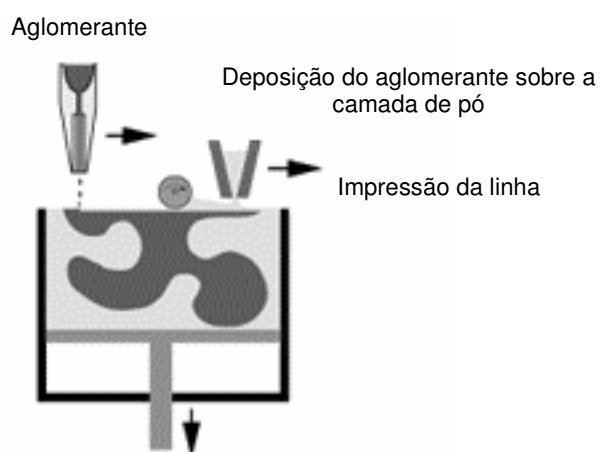


Figura 5.27 – Ilustração da formação da linha (Lima, 2003)

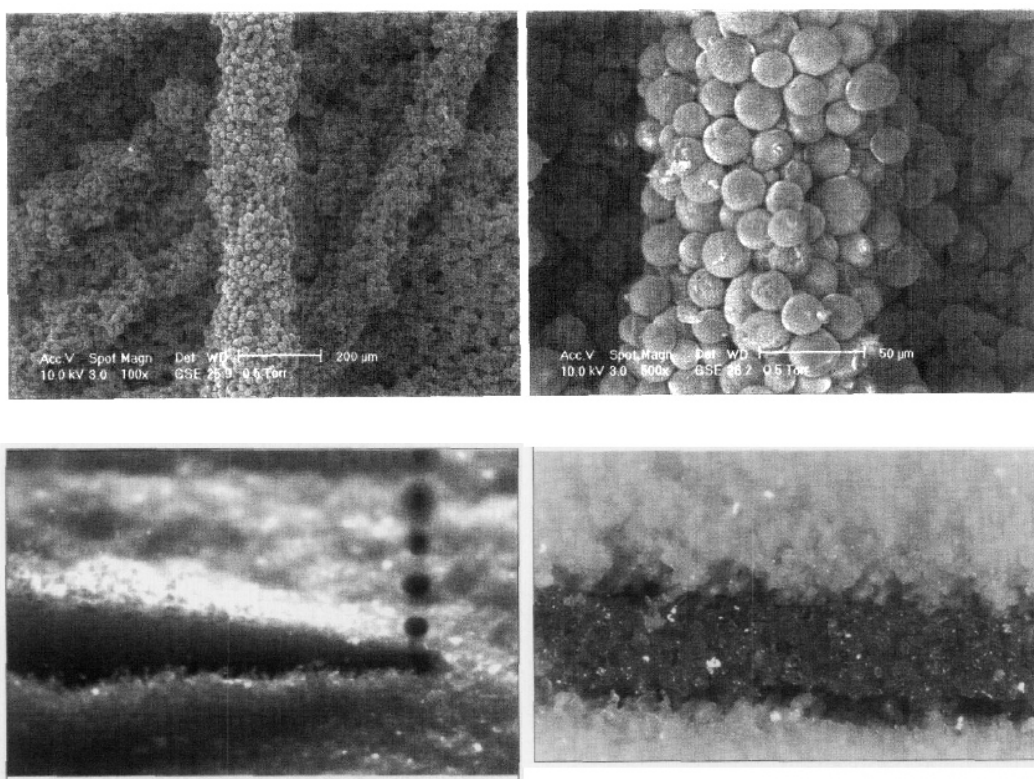


Figura 5.28 – As duas imagens superiores mostram a superfície de uma linha de substrato de alumina com esferas de 20 microns e as imagens inferiores mostram o momento do impacto da gota de aglomerante (Lanzetta e Sachs, 2003)

5.3.3 Princípio de funcionamento do equipamento

A **Figura 5.29** ilustra o princípio de funcionamento do equipamento. Um rolo distribui uma camada de substrato, logo após um cabeçote de impressão deposita o aglomerante. A secção do modelo é então solidificada, logo após o pistão movimenta-se para formar uma nova camada. O processo é então repetido até o modelo ser completado.



Figura 5.29 – Equipamento de prototipagem rápida (Zcorp, 2007)

5.3.4 O controle de distribuição e o controle operacional

5.3.4.1 Controle do equipamento

Um exemplo relativamente simples de um sistema para executar o controle de distribuição de substrato e o controle operacional do bocal do material aglomerante é discutido e referenciado

no bloco de diagrama da **Figura 5.30** e no fluxograma da **Figura 5.31**. Como observado na **Figura 5.30**, um computador de qualquer tipo que é utilizado para operação em modelo CAD convencional, pode ser utilizado para o propósito da invenção. O computador é utilizado para criar um modelo tridimensional do componente que será formado utilizando técnicas de CAD.

O computador ativa a distribuição de substrato quando uma camada particular de um modelo tridimensional é criada e selecionada para fornecer um substrato inicia o sinal de distribuição do substrato pelo circuito de controle que é utilizado para atuar o sistema de distribuição para permitir que uma camada de substrato seja depositada pelo cabeçote de substrato. Uma vez que o substrato é distribuído o computador envia um sinal de parar a distribuição assim que a região é completada.

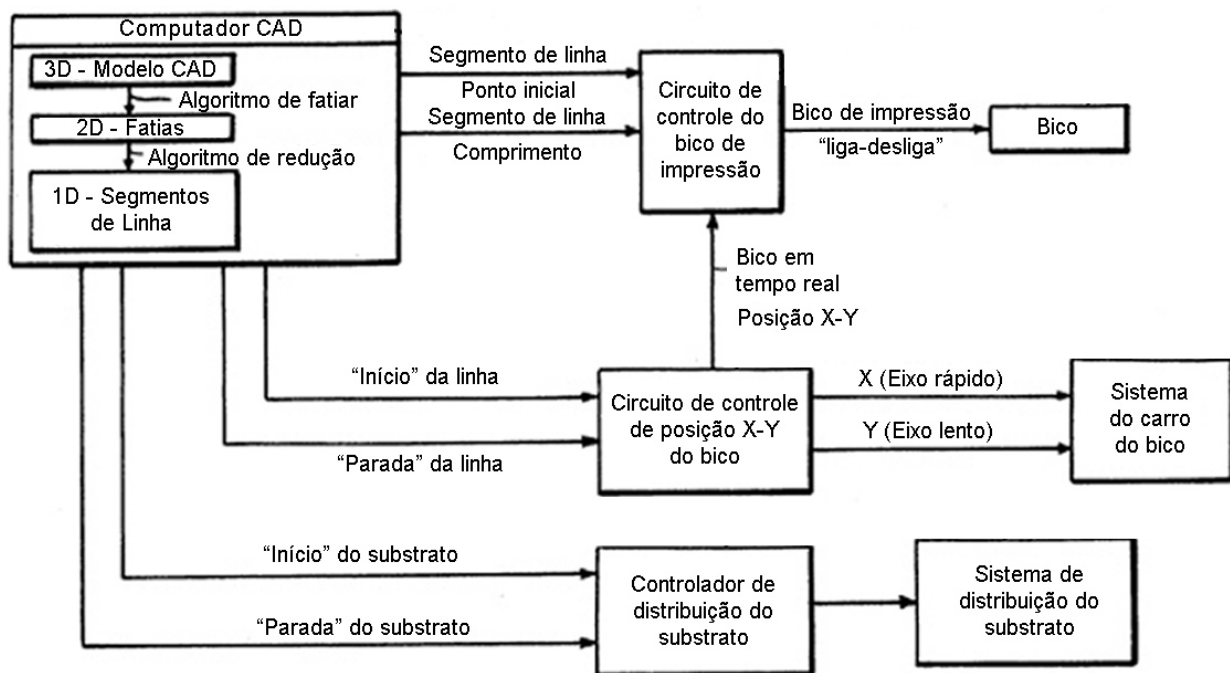


Figura 5.30 – Ilustração de patente do bloco de diagrama de um exemplo de que pode ser utilizado na invenção (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)

O computador seleciona então uma linha de varredura (*scan line*), isto é, a primeira linha de formação da camada 2D selecionada e então seleciona um segmento de linha, por exemplo, o primeiro segmento 1D da linha de varredura selecionada e fornece os dados de definição do ponto inicial e do comprimento desta linha para o circuito do cabeçote de impressão. Para

simplificar a descrição da operação é assumido que o cabeçote de aglomerante é utilizado e que o movimento de varredura da linha da camada é executada em forma de vai e vem convencional em XY. Quando a posição em tempo real do cabeçote está no ponto inicial do segmento de linha selecionado, o cabeçote é acionado e quando atinge o ponto final da linha ele é desligado de acordo com os dados fornecidos pelo computador. Cada linha sucessiva é confeccionada da mesma forma. Para este propósito, o sistema do carro do bico inicia seu movimento a partir de um sinal de “início” da linha vindo do computador, então o carro é movimentado tanto no eixo X (eixo rápido) quanto no eixo Y (eixo lento). Dados como a posição em tempo real do carro do bico é fornecida para o circuito de controle do bico de injeção. Quando a camada é completada, um sinal de “parada” da linha significa um final da condição da camada. O mesmo princípio é utilizado para a distribuição do substrato (patente US 5.340.656 de **Sachs et al**, 1994).

5.3.4.2 Controle de impressão das camadas

Para cada segmento de linha varrido, um sinal é enviado ao sistema informando que toda a operação do bico foi concluído para todos os segmentos de linha de uma linha de varredura de uma camada em particular. Se não, o próximo segmento de linha é varrido e o controle de operação do bico para esta linha é executado. Quando o controle de operação do último segmento de linha for completado, um sinal é enviado ao sistema informando que toda a operação da linha de varredura envolvida foi concluída. Se não for a última, a próxima linha de varredura é selecionada e o processo de controle do bico para cada linha de segmento sucessiva é executado. Quando a operação do bico para a última linha de varredura da última camada for completada, um sinal é enviado ao sistema informando que o modelo 3D foi concluído. Se não, a próxima camada é selecionada e todo o processo para aquele segmento é executado. Quando o material aglomerante for fornecido para a última linha da última camada do modelo 3D, a operação é finalmente concluída. O programa necessário para esta implementação está representado no fluxograma do sistema, ilustrado na **Figura 5.31** (patente US 5.340.656 de **Sachs et al**, 1994).

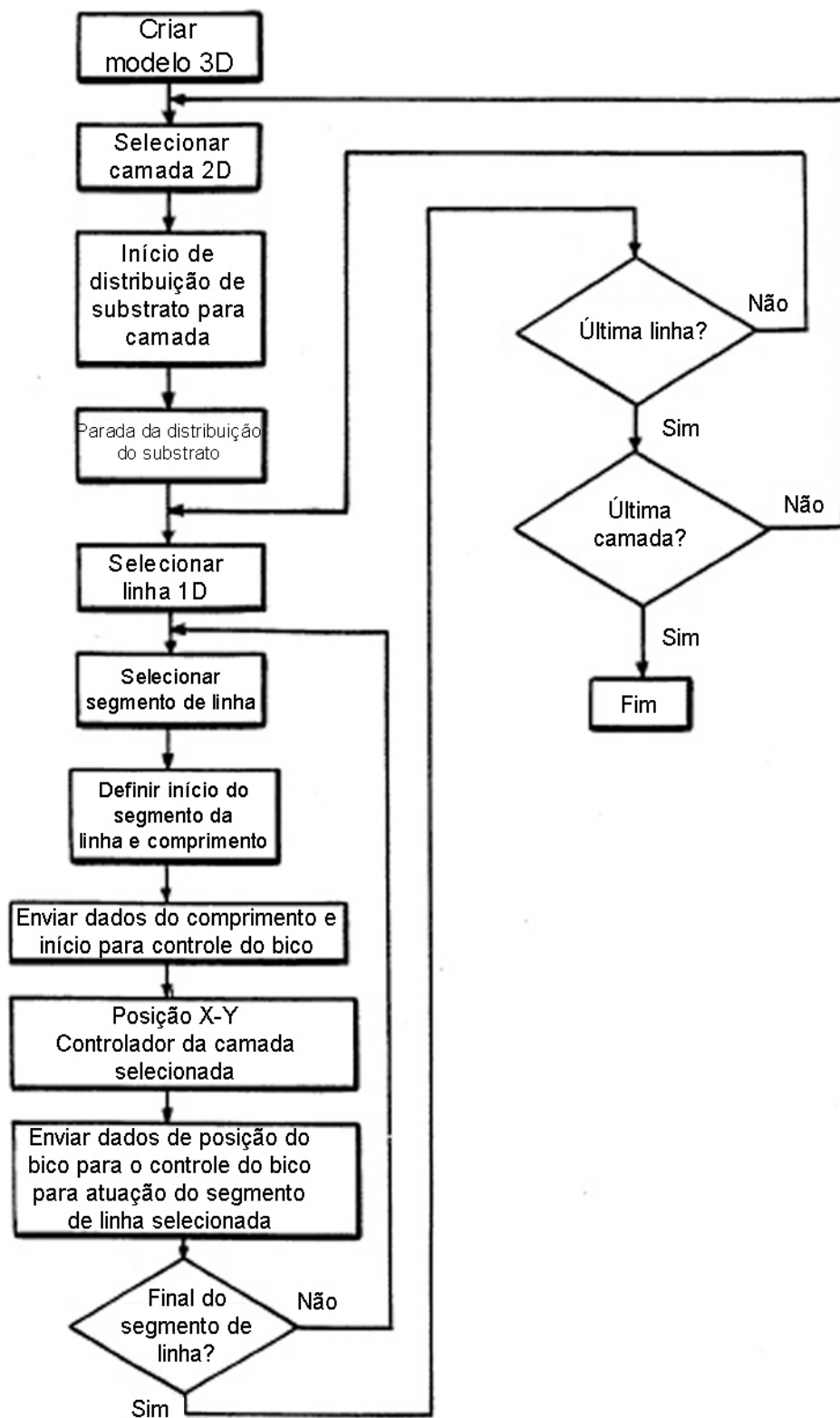


Figura 5.31 – Ilustração de patente de um exemplo de fluxograma do sistema que pode ser utilizado na invenção (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)

5.3.4.3 Esquema de um aparato de prototipagem rápida

A **Figura 5.32** é um diagrama esquemático de um aparato para prototipagem rápida. Como ilustrado, há um computador, uma impressora tridimensional, um objeto formado por impressão tridimensional, um sistema de pós-processamento e um objeto tridimensional confeccionado por prototipagem pós-processado. De acordo com a invenção, o computador inclui um software aplicativo, como um programa *Computer Aided Design* (CAD) / *Computer Aided Manufacturing* (CAM). O programa CAD/CAM manipula representações digitais de objetos tridimensionais e armazena os dados em uma área. O programa CAD/CAM pode ser criado, modificado e rearmazenado. Quando um usuário deseja fabricar um objeto protótipo que cuja representação estava armazenada, o usuário exporta a representação para um programa de software de alto nível. A partir deste programa, o usuário então instrui o programa para impressão.

O programa secciona as representações digitais em diversas camadas bidimensionais, cada uma com uma espessura pré-determinada. O programa imprime cada camada enviando instruções para o controle eletrônico para a impressora, instruções essas que operam a impressora tridimensional. Alternativamente, a representação digital de um objeto pode ser diretamente lido a partir de uma mídia de computador (como por exemplo, um disco óptico ou magnético) para o *hardware* da impressora. A impressora tridimensional inclui uma área de trabalho onde a impressão é feita e uma área limpa onde o controle eletrônico é hospedado (patente US 6.375.874 de **Russell et al**, 2002).

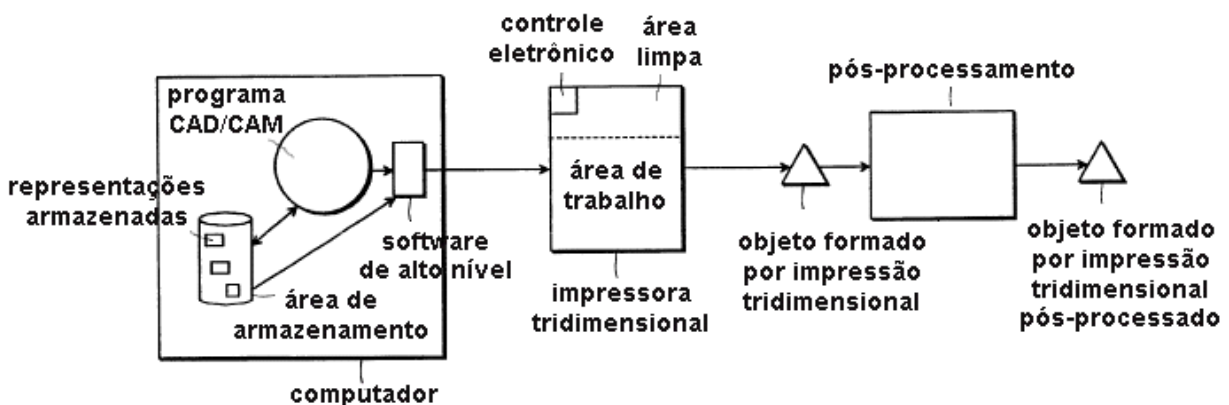


Figura 5.32 – Diagrama esquemático de um aparato de prototipagem rápida (adaptado da patente US 6.375.874 de Russell et al, 2002)

5.3.4.4 Controle de pressão do cabeçote de impressão

A **Figura 5.33** mostra um bloco de diagrama esquemático do sistema de controle de pressão do cartucho de impressão. Como ilustrado, um cartucho de impressão é disposto entre o reservatório de fornecimento de aglomerante e um coletor de resíduos. Uma linha de fornecimento do aglomerante inclui uma bomba alimentadora em paralelo com uma válvula de fornecimento. Uma válvula para resíduos é disposta entre a linha de resíduos do cartucho de impressão para o coletor de resíduos.

Para iniciar o cartucho de impressão ou para limpar periodicamente o bico, a válvula de resíduos é fechada e a válvula de fornecimento também. A bomba alimentadora fornece o aglomerante sob pressão através de jatos. Para preencher o cabeçote de impressão, a válvula de resíduos é fechada. A bomba alimentadora bombeia então o aglomerante do reservatório de fornecimento para preencher o cartucho, cujo excesso é direcionado para o reservatório de resíduos. O cartucho está agora em pressão atmosférica, porque ele é exposto para o reservatório de resíduos. Depois disso, durante a impressão, a válvula de fornecimento é aberta e então a linha de fornecimento da bomba é alimentada e a válvula de resíduos é fechada. À medida que o cartucho de impressão injeta aglomerante, uma pressão negativa é gerada dentro do cabeçote, cujo desenho está representado com mais aglomerante líquido interno. Apesar da bomba de alimentação e a válvula de fornecimento estarem representadas como componentes separados, deve ser entendido que a válvula pode ser integrada com a bomba. Este sistema sempre completa o cartucho de impressão com solução de aglomerante antes de imprimir. Isto torna possível a utilização de cores, trocando facilmente as cores ou o fornecimento do aglomerante (patente US 6.375.874 de **Russell et al**, 2002).

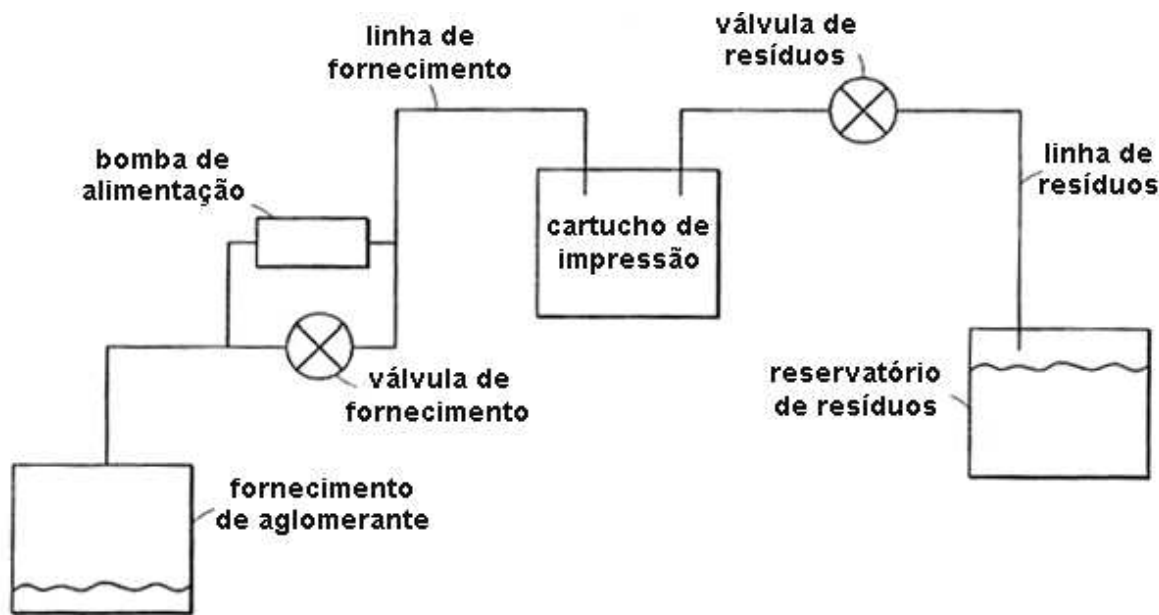


Figura 5.33 – Bloco de diagrama esquemático do sistema de controle de pressão do cartucho de impressão (adaptado da patente US 6.375.874 de Russell et al, 2002)

5.3.5 Mecanismo de funcionamento

5.3.5.1 Funcionamento dos pistões

Como mostra na **Figura 5.34**, um pistão apóia o modelo que esta sendo parcialmente formado na câmara ilustrado no item (A). Ao depositar a camada de substrato, o pistão é movido na descendente da câmara, deixando uma região na câmara em seu topo para depositar as partículas de substrato como ilustrado no item (B). As partículas de substrato são depositadas em cada região e uma lâmina raspadora, por exemplo, é utilizada para retirar o excesso de substrato como ilustrado no item (C). O modelo recebe uma nova camada de substrato e está pronto para receber a aplicação do material aglomerante como ilustrado no item (D) (patente US 5.387.380 de **Cima et al**, 1995).

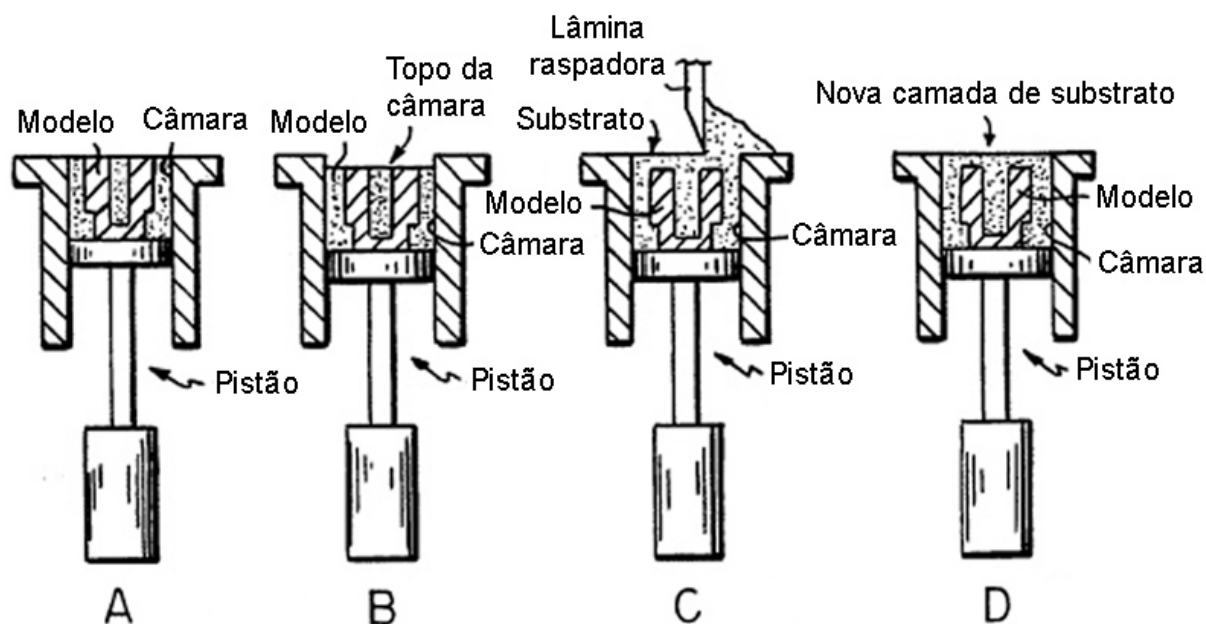


Figura 5.34 – Ilustração de patente que mostra os estágios dos pistões em conjunto com a distribuição de substrato de acordo com a invenção (patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)

Uma melhoria do mecanismo de forma do pistão é ilustrada na **Figura 5.35**. Enquanto o pistão é guiado pelas paredes do cilindro, pode ocorrer que partículas de substrato interfiram no funcionamento deste mecanismo ao entrarem no espaço existente entre o pistão e o cilindro. Este mecanismo refere-se à separação do alinhamento do pistão com o cilindro, melhorando de forma apreciável o espaço entre eles. O cilindro cujas placas carregam o substrato, ou seja, o pistão. A placa é segurada pelo mandril de vácuo em uma das pontas do atuador. A outra ponta do atuador é montada em uma guia que corre ao longo do barramento linear. O sistema de barramento linear fornece uma localização preciso da placa do pistão dentro do cilindro independentemente de qualquer contato entre as partes. O movimento vertical do pistão é controlado pelo atuador linear. O espaço entre o pistão e o cilindro é selado por placa de fibra. Se algum substrato escapa pela fibra selada, nenhum dano é causado, pois pode ser removido do espaço do pistão após a impressão ter sido completada. O escape de qualquer substrato da área do pistão para o barramento linear é bloqueado pelo selo (patente US 5.387.380 de **Cima et al**, 1995).

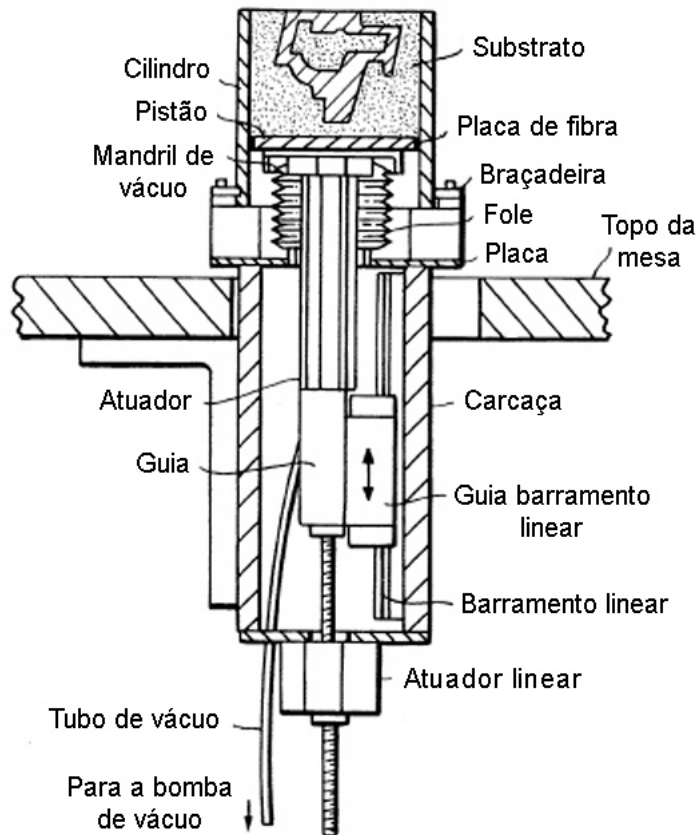


Figura 5.35 – Ilustração de patente do pistão flutuante utilizando em impressão tridimensional (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)

5.3.5.2 Rolo de distribuição

Um mecanismo para nivelar e compactar um substrato conforme ilustrado na **Figura 5.36**. Neste mecanismo, um rolo horizontal é montado para rotacionar e vibrar simultaneamente. Nas pontas do eixo do rolo são montados rolamentos e que são montados de forma inclinada cerca de 45 graus da vertical. A rotação do eixo do rolo é controlada por um motor (não ilustrado) e o sistema inteiro de rolamentos é vibrado por um dispositivo eletromagnético. Para alisar a camada de substrato, o rolamento é transladado através da superfície da nova camada de substrato e então é alisada e compactada. Para melhor entendimento, a vibração tem assim um componente que é longitudinal ao rolamento e também é vertical ou normal à camada de substrato e assim objetiva compactar o substrato (patente US 5.387.380 de **Cima et al**, 1995).

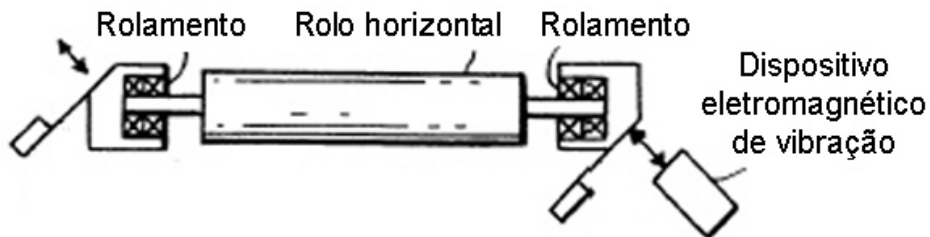


Figura 5.36 – Ilustração de patente referente ao rolo de distribuição do substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)

5.3.5.3 Lâmina raspadora

Quando espalhado significa que o rolo é apropriado para varias situações, alguns materiais são melhores de se espalhar. Uma melhoria para a lâmina raspadora está ilustrada na **Figura 5.37**. A lâmina raspadora, tem um formato que pode ser melhor descrito como um arado de neve, isto é, a superfície de contato facial com o material é côncava, terminando em um canto com ângulo de contato com a região de impressão. Conforme a lâmina é atravessada através da região de impressão, o substrato depositado em excesso é efetivamente removido da massa de substrato e o rolo leva adiante com o avanço da lâmina (patente US 5.387.380 de **Cima et al**, 1995).

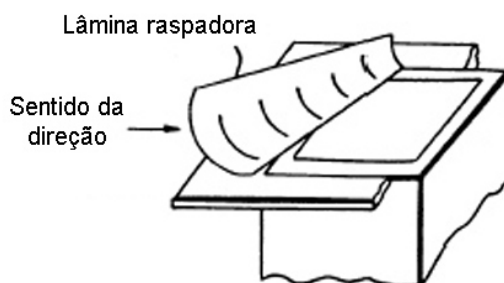


Figura 5.37 – Ilustração de patente de equipamento para alisar camada de substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)

5.3.5.4 Distribuição do substrato

As técnicas para distribuição do substrato estão ilustradas, por exemplo, na **Figura 5.38**, itens (A), (B) e (C) respectivamente. O item (A) mostra o recipiente que é vibrado mecanicamente como mostrado pelo movimento da seta usando um sistema vibratório transdutor para distribuir as partículas de substrato neste local. O item (B) mostra um transdutor acústico

que é utilizado para fornecer energia acústica para a superfície da camada de substrato para este propósito. O item (C) mostra um sistema vibratório transdutor que é utilizado para vibrar um raspador elétrico como mostrado pela seta sendo sua movimentação na direção exemplificada na seta para distribuir o substrato (patente US 5.340.656 de **Sachs et al**, 1994).

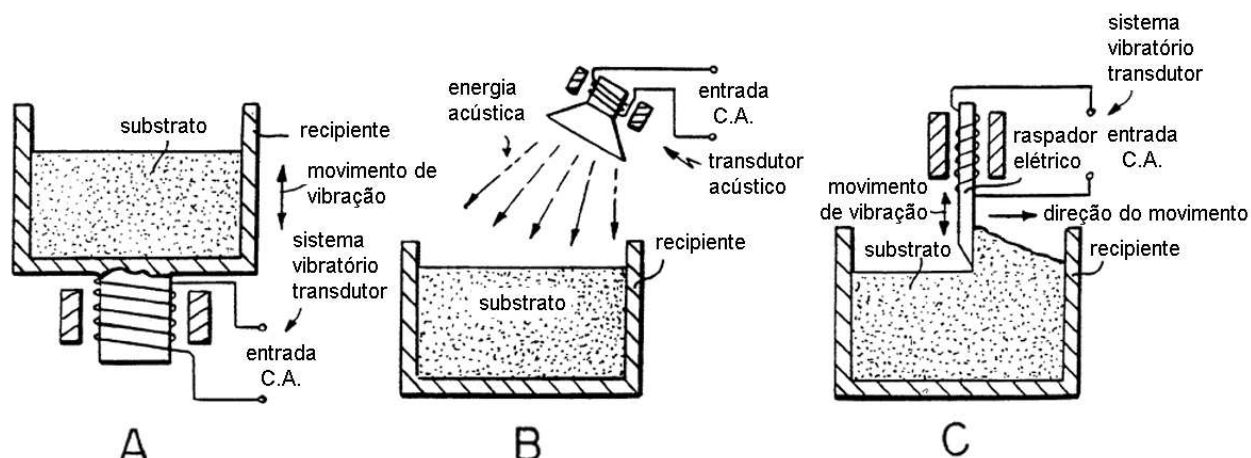


Figura 5.38 – Ilustração de patente da distribuição do substrato em impressão tridimensional (3DP) por vibração ou energia acústica (adaptado da patente US 5.340.656 de Sachs et al, 1994)

Uma melhoria do mecanismo de descida do grânulo de substrato que é espalhado através da cama de substrato é ilustrado na **Figura 5.39**. O mecanismo ilustrado no item (A) mostra o emprego de um cabeçote de alojamento de substrato que é formado por uma caixa cilíndrica e que pode ser atravessada através do contorno da região do substrato excedente que está sendo alocado fora. Dentro a caixa cilíndrica está um cilindro rotativo. A parede do cilindro rotativo é construída com uma tela apropriada e o cilindro é anunciado para a rotação em torno do eixo longitudinal. A ponta mais baixa do cilindro é preferencialmente sólida e fechada, como ilustrado, enquanto que parte alta inclui uma abertura onde o material é espalhado para ser introduzido no interior do cilindro. Um reservatório apropriado da fonte pode ser melhorado com uma válvula que pode aberta para introduzir o material dentro do cilindro quando o distribuidor está ao final de sua passagem, isto é a esquerda como ilustrado. Um arranjo alternativo é ilustrado no item (B) e serve para melhorar um cilindro ao longo da largura da região impressa e para atravessar com a rotação através da área de impressão, colocando assim uma camada uniforme. Um cilindro é montado no barramento (não ilustrado) que reserva o cilindro para ser atravessado e rotacionado através da área de impressão, isto é, sobre o topo do mecanismo do cilindro do pistão (patente US 5.387.380 de **Cima et al**, 1995).

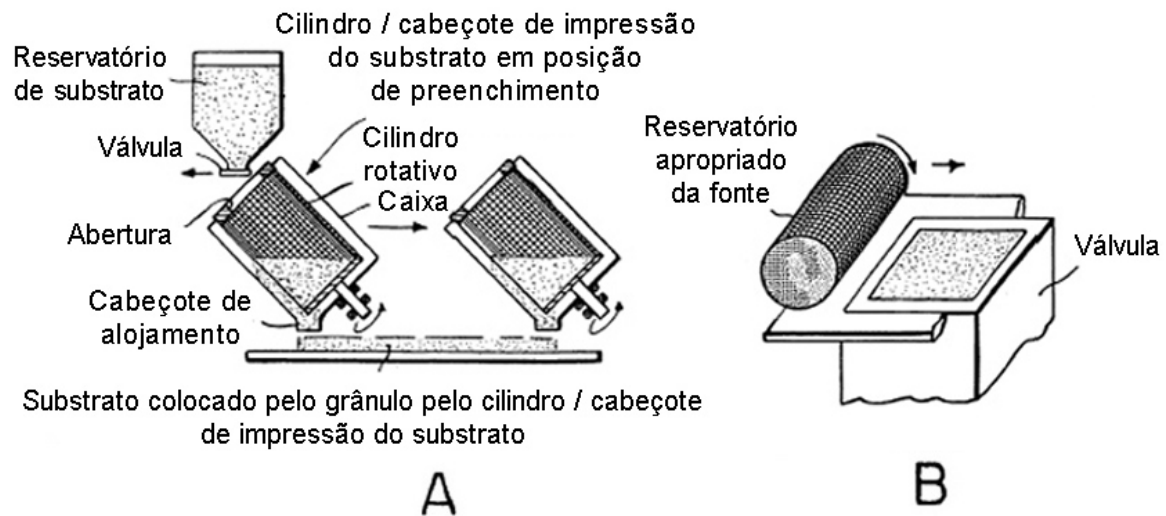


Figura 5.39 – Ilustração de patente do cilindro para distribuição do substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)

5.3.5.5 Compactação do substrato

Quando o substrato é compactado conforme desejado, o pistão que segura a massa de substrato e forma o início do modelo é apropriadamente elevado, depois de espalhar e previamente compactar o substrato. Este procedimento é ilustrado na **Figura 5.40**, nos itens (A), (B) e (C).

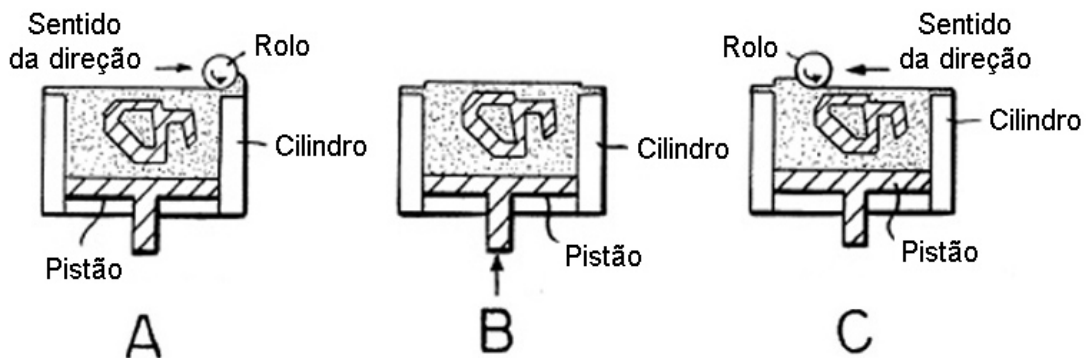


Figura 5.40 – Ilustração de patente referente a distribuição e compactação da camada de substrato (adaptado da patente US 5.387.380 de Cima et al, 1995)

No item (A), uma nova camada de substrato é espalhada através do topo da massa de substrato que está confinado com o auxílio do cilindro e suportado pelo pistão utilizando o rolo que está atravessado através da região de impressão (da esquerda para a direita como ilustrado) e

é rotacionado na direção oposta (direção anti-horária) para guiar o excesso de substrato adiante do rolo. Depois de espalhado, o pistão é incrementado para a quantidade correspondente em graus para a compactação desejada, conforme item (B). Então o rolo é atravessado de volta através da região de impressão cuja direção de rotação corresponde ao movimento transversal e então uma nova camada de substrato é compactada conforme ilustrado no item (C).

5.3.5.6 Confinação do substrato

Fornecido o material aglomerante para endurecer suficientemente, a necessidade para fornecer uma parede do cilindro para a espessura inteira do volume impresso deve ser evitada, imprimindo um membro de parede confinado, ilustrado na **Figura 5.41**, itens (A), (B) e (C). Para imprimir o modelo que está sendo formado, o cabeçote de impressão também imprime uma parede ou recipiente em torno da periferia da cama do substrato. A impressão desta parede é executado em passos da mesma forma que o modelo. Para cada estágio, o pistão é movido para baixo em incrementos com a placa estacionária conforme item (A) e então uma nova camada de substrato é espalhada sobre a cada conforme item (B). O substrato pode ser espalhado, por exemplo, pelo mecanismo do cilindro de rotação e vibração. A placa inclui uma abertura que confina o material em excesso que não foi utilizado. Depois de espalhado, um passo da impressão é executado conforme item (C), onde o jato de impressão deposita o material aglomerante, não apenas onde é requerido para formar o modelo, mas também para construir a parede espaçada ligeiramente do contorno interno da abertura da placa conforme ilustrado (patente US 5.387.380 de **Cima et al**, 1995).

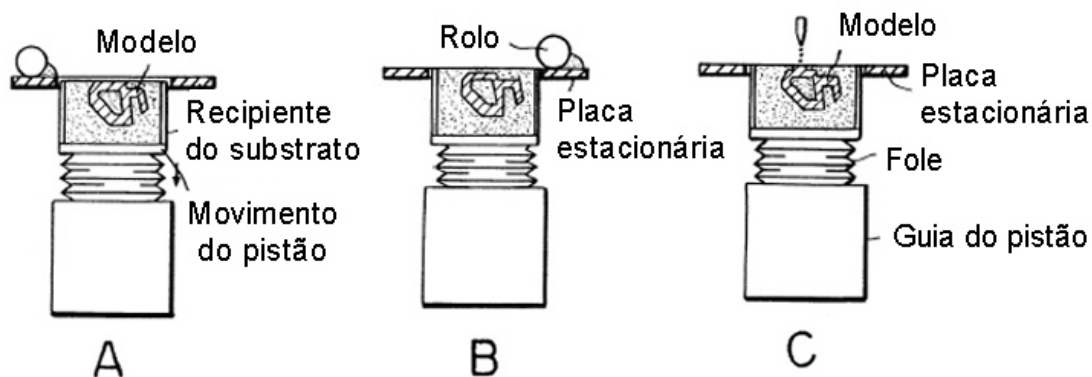


Figura 5.41 – Ilustração de patente do método de confinamento de substrato durante a impressão (adaptado da patente US 5.387.380 de **Cima et al**, 1995)

5.3.5.7 Cabeçote de impressão

Um exemplo embutido nesta invenção é a tecnologia de impressão por jato contínuo que é usada para distribuir o aglomerante em um leito de substrato. A **Figura 5.42** mostra um diagrama principal apropriado contendo um bico e um elemento cerâmico cuja representação é um exemplo de estrutura de jato contínuo onde o controle do fornecimento das gotas é arranjado para ser controlado por um sistema liga/desliga (A).

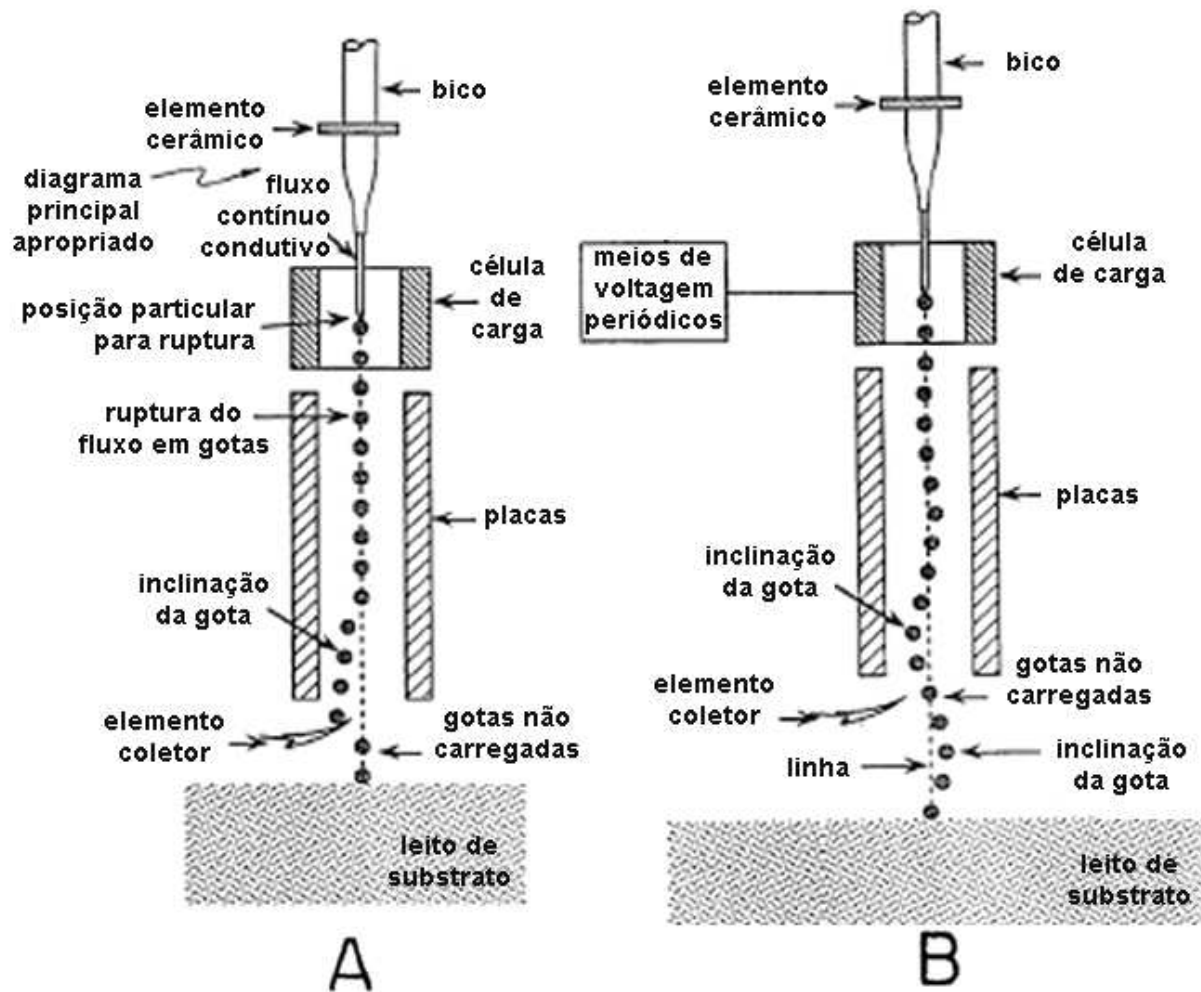


Figura 5.42 – Ilustração esquemática de um exemplo de cabeçote de impressão por jato contínuo liga/desliga (adaptado da patente US 5.807.437 de Sachs et al, 1998)

Um fluido pressurizado é emitido por um bico em fluxo contínuo. O elemento cerâmico faz o bico vibrar em uma frequência selecionada promovendo então a ruptura do fluxo em gotas. A ruptura acontece em uma posição particular ao longo do comprimento do fluxo que é arranjado

para acontecer dentro de uma célula de carga. Quando uma voltagem é aplicada à célula de carga produz uma voltagem entre um fluxo ligeiramente condutivo do líquido e a célula de carga. Quando a gota entra no campo elétrico entre as placas, o campo elétrico cria uma voltagem constante aplicada através de cada placa, as gotas são inclinadas (B) por um elemento coletor e removidas do cabeçote de impressão. Quando nenhuma voltagem é aplicada entre o fluxo de líquido condutivo e a célula de carga, as gotas não são carregadas e passam diretamente e procedem para o leito de substrato. Desta maneira, um cabeçote de impressão de jato contínuo pode ser ligado e desligado através da aplicação ou não de voltagem na célula de carga. Como a carga nas gotas depende da voltagem aplicada entre o fluxo da gota e a célula de carga no momento da quebra, as gotas podem ser controladas individualmente (patente US 5.807.437 de **Sachs et al**, 1998).

5.4 Materiais envolvidos no processo 3DP

Basicamente são três os tipos de materiais envolvidos nesta tecnologia: o substrato, o aglomerante e a resina para pós-processamento. Para um melhor entendimento do processo e de como os materiais interagem entre si, buscou-se a descrição das quatro etapas do processo na patente US 5.902.441 de **Bredt e Anderson** (1999).

Etapas 01: Na **Figura 5.43** (A), uma representação esquemática de um método de impressão que usa o sistema de materiais da invenção presente é apresentada. De acordo com o método, uma camada ou filme de um material em particular é aplicado em uma superfície descendente móvel de um recipiente. A camada ou filme de um material em particular pode ser formado de qualquer maneira, e preferivelmente é aplicado usando um rolo contador. O material aplicado em particular inclui uma substância do tipo adesivo e outra do tipo mistura para preenchimento. Para melhor entendimento fica definido como "adesivo" o componente que forma a pasta adesiva primária na mistura de material entre porções da mistura que estava separado antes de ativação por um fluido ativo, e "mistura para preenchimento" o componente que é sólido antes de aplicação do fluido ativo que é substancialmente menos solúvel no fluido que o adesivo, e que dá estrutura ao modelo final.

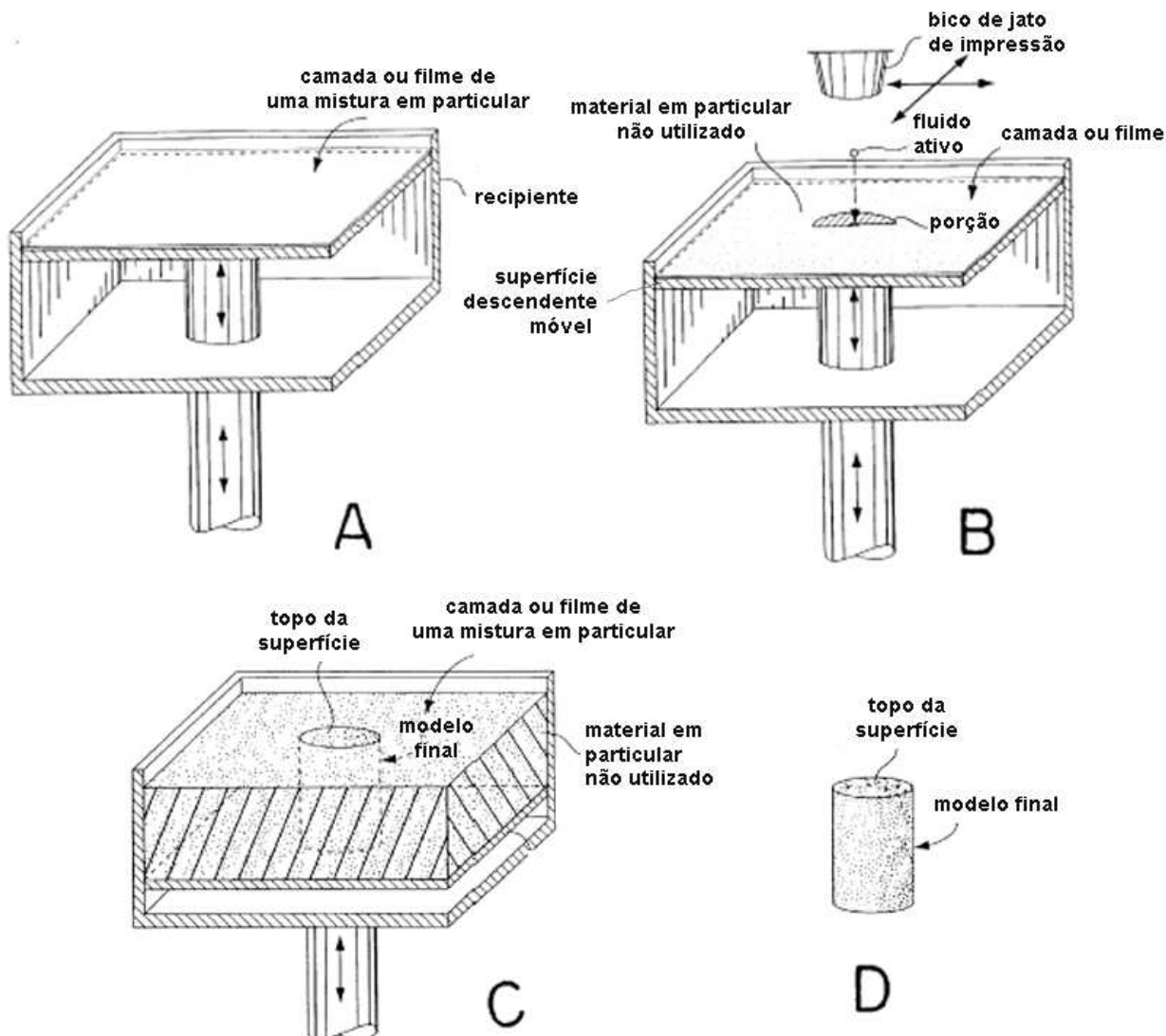


Figura 5.43 – Ilustração esquemática do material para formar o modelo: (A) primeira camada de uma mistura em particular da invenção em uma plataforma descendente; (B) cabeçote de impressão distribuindo o fluido ativo; (C) modelo final imerso no material não utilizado e (D) modelo final (adaptado da patente US 5.902.441 de Bredt e Anderson, 1999)

Etapa 02: A Figura 5.43 (B) é uma representação esquemática de bico de jato de impressão que distribui o fluido ativo a uma porção da camada ou filme de uma mistura em particular em um padrão bidimensional. De acordo com o método, o fluido é distribuído em uma camada ou filme de um material em particular em padrão bidimensional pré-determinado (circular, em figuras, para propósitos de ilustração apenas), usando qualquer mecanismo conveniente, como por exemplo, um cabeçote de impressão do tipo gota-em-demanda (*Drop-On-*

Demand "DOD") guiado por um software feito sob encomenda que recebe dados de um sistema CAD.

A primeira porção de uma mistura em particular é ativada pelo fluido, causando a ativação das partículas para juntas aderirem e formar essencialmente uma camada circular sólida que se torna uma secção do modelo final. Para melhor entendimento fica definido o termo "ativação" como a mudança de estado de essencialmente inerte para adesivo. Quando o fluido inicialmente entrar em contato com uma mistura em particular, ele flui imediatamente para fora (em escala microscópica) do ponto de impacto por ação capilar, dissolvendo o adesivo dentro dos primeiros segundos. Uma gota típica de fluido ativo tem um volume de cerca de 100 pl e espalha-se a aproximadamente 100 microns uma vez que entra em contato com uma mistura em particular.

Como o solvente dissolve o adesivo, a viscosidade do fluido aumenta dramaticamente, arrastando a migração do fluido a partir do ponto inicial de impacto. Dentro de alguns minutos, o fluido com adesivo dissolvido infiltra nas partículas menos solúveis e ligeiramente porosas, enquanto forma uma pasta adesiva entre a mistura para preenchimento e a fibra. O fluido ativo é capaz de unir uma mistura em particular em uma quantidade que é várias vezes a massa de uma gota do fluido. Como os componentes voláteis do fluido evaporam, a pasta adesiva endurece, enquanto faz a união da mistura para preenchimento e, opcionalmente, fibras particulares em uma estrutura rígida que se torna uma camada do modelo acabado.

Etapa 03: Os passos anteriores para aplicação em uma camada de uma mistura em particular, incluindo o adesivo, aplicação do fluido ativo, e indexação da superfície móvel descendente são repetidos até que o modelo final seja completado. A **Figura 5.43 (C)** é uma representação esquemática de um modelo cilíndrico final depois que foi completamente formado. Ao término do processo, só o topo da superfície de um modelo final é visível no recipiente. O modelo final é completamente imergido preferivelmente em um leito de um material em particular não utilizado.

Etapa 04: A **Figura 5.43 (D)** ilustra o mesmo modelo cilíndrico finalizado. Um material em particular não utilizado é preferivelmente removido por ar comprimido ou vácuo. Depois de remoção do material em particular não utilizado do modelo final, o pós-processamento pode ser realizado, inclusive limpeza, infiltração para estabilizar materiais, pintura, etc.

5.4.1 Tipos de materiais utilizados na impressora tridimensional

Os materiais utilizados na impressora tridimensional da Z Corporation são basicamente três: substrato, aglomerante e infiltrante. Conforme informação da Home Page (Zcorp, 2007) da empresa, a combinação destes materiais permite vários tipos de aplicações, que estão descritas a seguir. Além das opções de materiais, os modelos produzidos com a tecnologia da Z Corporation podem ser lixados, furados, pintados, etc. ampliando assim as opções disponíveis para outras características de acabamento final dos modelos. A **Tabela 5.3** ilustra os sistemas destes materiais de acordo com as aplicações requisitadas.

Tabela 5.3 – Tipos de materiais para impressoras tridimensionais Z Corporation (adaptado de ZCorp, 2007)

Tipos de materiais – Zcorporation								
Substratos-Aglomerantes / Equipamentos / Infiltrantes								
Substratos-Aglomerantes								
Substrato	ZP14	ZP14	ZP15e	ZP100	ZP102	ZP130	ZCast	ZP250
Aglomerante	ZB7	ZB51	Elastômero	ZB7	ZB56	ZB58	ZB56	ZB56
Equipamentos								
Z402 / Z402c	X	-	ZB4	X	-	-	-	X
Z400 3D Printer	X	-	ZB4	X	-	-	-	X
310 / 310 Plus	-	X	ZB51	-	X	X	X	X
Z406 Printer	-	X	ZB51	-	X	X	X	X
Spectrum Z510	-	-	ZB58	-	X	X	X	-
Z810 Printer	-	X	ZB51	-	X	-	X	X
Infiltrantes								
Z-Bond 11	X	X	-	-	-	-	-	-
Elastômero	-	-	ZB4 ZB51 ZB58	-	-	-	-	-
Z-Bond 101	-	-	-	-	X	X	-	-
Wax	X	X	-	-	X	X	-	-
Z-Max	X	X	-	-	X	X	-	-
Z-Snap	-	-	-	-	-	-	-	X

- **Materiais de alto desempenho:** A composição de material para alto desempenho permite a utilização para fazer modelos fortes, com alta definição e também é o material escolhido para imprimir modelos em cores. Consiste em um material a base de gesso criado com vários tipos de aditivos que melhoram a superfície final, as características de resolução, e fortalecem a estrutura do modelo. Este material é ideal para modelos com altas exigências de força, modelos delicados ou com paredes finas, impressão colorida e modelos com precisão nos detalhes do *design*. São eles, os substratos ZP100, ZP102 e ZP130; os aglomerantes ZB7, ZB56 e ZB58 e os infiltrantes Z-Bond 101, Wax e Z-Max;

- **Materiais para moldes:** O material para molde indireto pode ser utilizado para fabricar rapidamente modelos que podem ser imersos em cera para produzir padrões de peças injetadas. O material consiste em uma mistura de celulose, fibras especiais e outros aditivos que são combinados para proporcionar um modelo preciso enquanto maximiza a absorção de cera e minimiza os resíduos durante o processo de aquecimento para cura. Este material pode ser usado para criar moldes de areia para metais não-ferrosos. É uma mistura de areia de fundição, gesso e outros aditivos que foram combinados para proporcionar moldes fortes com boa qualidade superficial. É projetado para resistir ao calor exigido na metalurgia dos metais não-ferrosos. São eles, o substrato Zcast e o aglomerante ZB56;

- **Materiais especiais para encaixe:** O material para modelos com encaixe foi aperfeiçoado para infiltração com o epóxi Z-Snap que permite criar modelos como plásticos com propriedades flexíveis que são ideais para aplicações de ajuste de encaixe. É um sistema baseado em gesso que produz modelos com uma matriz mais porosa, enquanto lhes permite absorver uma maior quantidade de infiltrante Z-Snap. São eles, o substrato ZP250, o aglomerante ZB56 e o infiltrante Z-Snap;

- **Materiais especiais para peças flexíveis:** O material elastomérico foi aperfeiçoado para infiltração com um elastômero para criar modelos com propriedades de similares à borracha. O sistema deste material consiste em uma mistura de celulose, fibras especiais e outros aditivos que são combinados para produzir um modelo preciso capaz de absorver o elastômero que concede

aos modelos as propriedades de borracha. São eles, o substrato ZP15e, os aglomerantes Zb4, ZB51 e ZB58 e o material elastômero.

A patente US 5.902.441 de **Bredt e Anderson** (1999) descreve o sistema de materiais utilizados na impressora tridimensional: “A presente invenção relaciona o sistema de materiais para impressora tridimensional que inclui uma mistura de partículas de adesivo, material para preenchimento, e opcionalmente, um componente fibroso para ajudar a reduzir a má formação na extremidade do modelo devido a cura desigual do adesivo e a distorção; e um fluido ativo que inclui um solvente que ativa o adesivo no substrato, podendo conter no processo elementos auxiliares tais como humectante (*humectant*), um realçante de fluxo, e preferivelmente um corante. O fluido da presente invenção ativa o adesivo de uma mistura particular, aderindo o material para formar um modelo essencialmente sólido. A presente invenção também relaciona um método de uso para tal um sistema de materiais, e para um modelo feito pelo método da invenção”.

5.4.1.1 Substrato

Segundo a patente US 5.902.441 de **Bredt e Anderson** (1999) o substrato pode ser a composição de uma mistura de materiais. Um exemplo desta mistura particular é descrito na **Tabela 5.4** e está descrito a seguir.

O material **adesivo** é uma combinação selecionada para garantir as características de alta solubilidade no fluido ativo, baixa viscosidade na solução, baixa higroscopicidade, e alta força de adesão. O adesivo deveria ser altamente solúvel no solvente em ordem de assegurar que será rapidamente e completamente incorporado no fluido ativo. A baixa viscosidade da solução é desejada para assegurar que uma vez dissolvido no fluido ativo, a solução irá migrar rapidamente para os locais no leito de substrato para aderir rapidamente unindo os materiais para reforçá-los. O adesivo é moído preferivelmente o mais fino possível antes de ser misturado com o material de preenchimento com o objetivo de aumentar a área de superfície disponível, aumentando a dissolução no solvente. A baixa higroscopicidade do adesivo evita absorção de umidade excessiva do ar.

Tabela 5.4 – Exemplo de mistura particular e fluido para utilização em impressão tridimensional (adaptado da patente US 5.902.441 de Bredt e Anderson, 1999)

Exemplo de mistura para impressão tridimensional				
Ingrediente	Componente Preferencial	% aceitável da composição	% preferencial da composição	Tamanho médio da partícula (microns)
Mistura Particular				
Adesivo (<i>Adhesive</i>)	Sucrose (<i>Sucrose</i>)	10-50%	30%	10
Fibra de reforço (<i>Reinforcing Fiber</i>)	Celulose	0-20%	10%	100
Material de preenchimento (<i>Filler</i>)	Maltodextrina (Dextrose equivalente=10) (<i>Maltodextrin</i>)	0-80%	48,5%	<300
Fibra estabilizante (<i>Stabilizing Fiber</i>)	Celulose (<i>Cellulose</i>)	0-30%	10%	60
Elementos auxiliares (<i>Printing Aid</i>)	Lecitina (<i>Lecithin</i>)	0-3%	1,5%	-
Fluido				
Solvente (<i>Solvent</i>)	Água (<i>Water</i>)	70-100%	92,98%	-
Humectante (<i>Humectant</i>)	Glicerol (<i>Glycerol</i>)	0-20%	5%	-
Realçante de fluxo (<i>Flowrate</i>)	Etileno Glicol (<i>Ethylene Glycol</i>)	0-10%	2%	-
Corante (<i>Dye</i>)	Preto-Azul de Naftol (<i>Naphthol blue-black</i>)	0-0,1%	0,02%	-

Para o adesivo são preferidas as combinações solúveis em água, embora possam ser usadas outras combinações. Alguns exemplos de combinações satisfatórias que podem ser listadas são: polímero solúvel em água, carboidrato, açúcares, álcool de açúcar, proteínas, e algumas combinações inorgânicas. Polímero solúvel em água com baixos pesos moleculares dissolvem mais depressa porque moléculas menores difundem mais rapidamente em solução. Polímeros satisfatórios solúveis em água incluem glicol de polietileno, poliacrilato de sódio, álcool de polivinil, copolímero de poliacrilato de sódio com acetato de vinil; carboidratos

incluem goma de acácia, goma de feijão de gafanhoto, goma ácido-modificada, que goma hidrolizada, carboximetilcelulose de sódio e celulose de hidroxipropil. Açúcares satisfatórios e álcool de açúcar incluem sacarose, dextrose, frutose, lactose, polidextrose, sorbitol e xilitol. Também podem ser usadas combinações orgânicas que incluem ácidos orgânicos e proteínas, incluindo ácido cítrico, ácido de poliacrílico, gelatina, proteína de soja, e uréia. Combinações inorgânicas incluem gesso, bentonite, silicato de sódio e sal.

Nesta invenção, o **material de preenchimento** é uma combinação selecionada para garantir as características de insolubilidade no fluido ativo, ou de solubilidade extremamente baixa no fluido ativo, rápido de ser molhado, baixo higroscopicidade, e alta força de aderência. O material de preenchimento promove uma estrutura mecânica à composição endurecida. A preferência de uso deste material é na forma solúvel, mas também pode ser utilizado o material insolúvel. As partículas do material de preenchimento unem-se após a aplicação do fluido ativo. Preferivelmente, o material de preenchimento inclui uma distribuição de partículas de grãos classificados segundo o tamanho. Os grãos maiores têm o propósito de melhorar a qualidade do modelo final formando poros grandes no substrato por onde o fluido pode migrar rapidamente, enquanto que os grãos menores servem para reforçar a estrutura do modelo.

A **fibra de reforço** descrita nesta patente de invenção é preferivelmente ou insolúvel ou substancialmente lenta para dissolver o adesivo no fluido que ativa o adesivo. A fibra de reforço é um material duro escolhido para aumentar o reforço mecânico e o controle dimensional do modelo final sem fazer com que o substrato fique muito difícil de ser esparramado. Para promover a propriedade de se molhar das fibras de reforço, a fibra escolhida tem uma alta afinidade com o solvente. A incorporação preferida inclui um comprimento de fibra aproximadamente igual para as densidades de camada que provêem o maior grau de reforço mecânico. A utilização de fibras mais longas afeta a acabamento da superfície adversamente, e utilizar muitas fibras de qualquer comprimento pode fazer com que a propagação crescentemente do substrato seja dificultada. Um material fibroso satisfatório para esta invenção inclui, fibra polímera, fibra cerâmica, fibra de grafite e fibra de vidro. A fibra polímera pode ser de celulose ou de derivados de celulose ou substitutos que contenham acima de oito átomos de carbono.

Materiais fibrosos específicos utilizados incluem fibra de celulose, fibra de carboneto de silicone, fibra de grafite, fibra de aluminosilicato, fibra de polipropileno e fibra de vidro.

Os **elementos auxiliares** podem ser visualizados na **Tabela 5.4**, como a lecitina que é utilizada como um agente auxiliar de impressão em um exemplo particular de mistura. A lecitina é um líquido que é ligeiramente solúvel apenas em água. Acrescentando uma quantia pequena ao substrato, a lecitina provê uma adesão clara entre os grãos de substrato antes de imprimir. Após a impressão, a lecitina continua aderindo os grãos que não foram dissolvidos por um curto período de tempo até que eles se dissolvam. Este efeito tende a reduzir a distorção das camadas impressas no pequeno intervalo de tempo que é requerido para que o adesivo possa dissolver e redistribuir-se no substrato.

O **fluido ativo** desta invenção é selecionado de fora a comportar o grau de solubilidade requerido para os vários componentes da mistura em particular, como descrito acima. O fluido inclui um solvente no qual o adesivo é ativado, preferivelmente solúvel, e pode incluir agentes auxiliares como um humectante (*humectant*), um realçante de fluxo e preferivelmente um corante. Um solvente ideal é aquele no qual seja altamente solúvel para o adesivo e substancialmente menos solúvel para o material de preenchimento e a para a fibra de reforço. O solvente pode ser aquoso ou não-aquoso, embora o aquoso seja o preferido. Alguns exemplos de solventes satisfatórios são: água, álcool de metileno, álcool etílico, álcool isopropílico, acetona, cloreto de metileno, ácido acético, e acetoacetato de etilo.

Um humectante pode ser incluído na mistura inventiva para retardar a evaporação do solvente do material impresso, e prevenir a secagem ou entupimento do sistema de deposição do cabeçote de impressão. A água é um endurecedor de material como gesso (*plasticize*) para o adesivo preferido. Assim, mantendo a água no adesivo, o humectante aumenta a dureza do modelo. Glicerol é o humectante preferido quando o solvente estiver no estado aquoso. Outros tipos de álcool podem ser a glicol de etileno e glicol de propileno.

Um realçante de fluxo pode ser incluído que tenha algumas propriedades de humectante, mas que sirva principalmente para alterar as propriedades hidrodinâmicas ou características do fluido de molhar para maximizar o volume de fluido depositado pelo cabeçote de impressão. A

taxa de fluxo é idealizada como um dos fenômenos de viscoelasticidade que permite imprimir camadas mais grossas construindo assim o modelo final mais rapidamente. Combinações preferidas que aumentam o taxa de fluxo do fluido, ou reduzindo a fricção entre o fluido e as paredes do jato, ou reduzindo a viscosidade do fluido, incluem diacetato de glicol de etileno e sulfato de alumínio de potássio. Podem ser selecionadas outras combinações satisfatórias como: álcool de isopropílico e éter.

O fluido descrito na invenção inclui preferivelmente um corante para prover um auxílio visual ao operador enquanto constrói o modelo. O corante provê contraste entre o substrato ativo e o inativo permitindo que o operador possa monitorar as camadas impressas enquanto constrói o modelo.

5.4.1.2 Aglomerante

A patente US 5.851.465 de **Bredt** (1998) descreve uma composição de aglomerante para a impressão dimensional de modelos que é estável durante o armazenamento e a passagem por um cabeçote de impressão, sendo, contudo capaz ainda de se tornar um gel nas condições que existem ao penetrar em um leito de substrato. Uma composição típica do aglomerante pode ser vista na **Tabela 5.5**.

Tabela 5.5 – Composição química do aglomerante fabricado pela empresa Z Corporation (adaptado da patente US 5.851.465 de Bredt e Anderson, 1999)

Composição química do aglomerante	
Água destilada (<i>distilled water</i>)	385,9 cc (385,9 g)
Glicol de propileno (<i>propylene glycol</i>)	58,4 cc (65,1 g)
Trietanolamina (<i>triethanolamine</i>)	21,7 cc (24,4 g)
Glicol de dietileno (<i>diethylene glycol monobutyl ether</i>)	12,6 cc (12,2 g)
Glicol de polietileno (<i>polyethylene glycol</i>)	1,0 g
Azul de timol (<i>thymol blue</i>)	0,5 g

A composição do aglomerante inclui sílica coloidal, um catalisador capaz de promover gelatina da composição quando a composição penetra em um valor de pH predeterminado, e uma base capaz de manter o pH da composição sobre o valor predeterminado do gel da composição.

Preferivelmente, o catalisador é glicol de polietileno ou outro derivado do polímero de óxido de etileno, e a base é trietanolamina. Ao impactar com um leito de substrato, o pH da composição do aglomerante é reduzido, como, por exemplo, pela adição de um ácido como o ácido cítrico ao substrato, transformando o aglomerante em gel ao penetrar no substrato. A **Figura 5.44** da mesma patente ilustra o impacto do aglomerante no substrato.

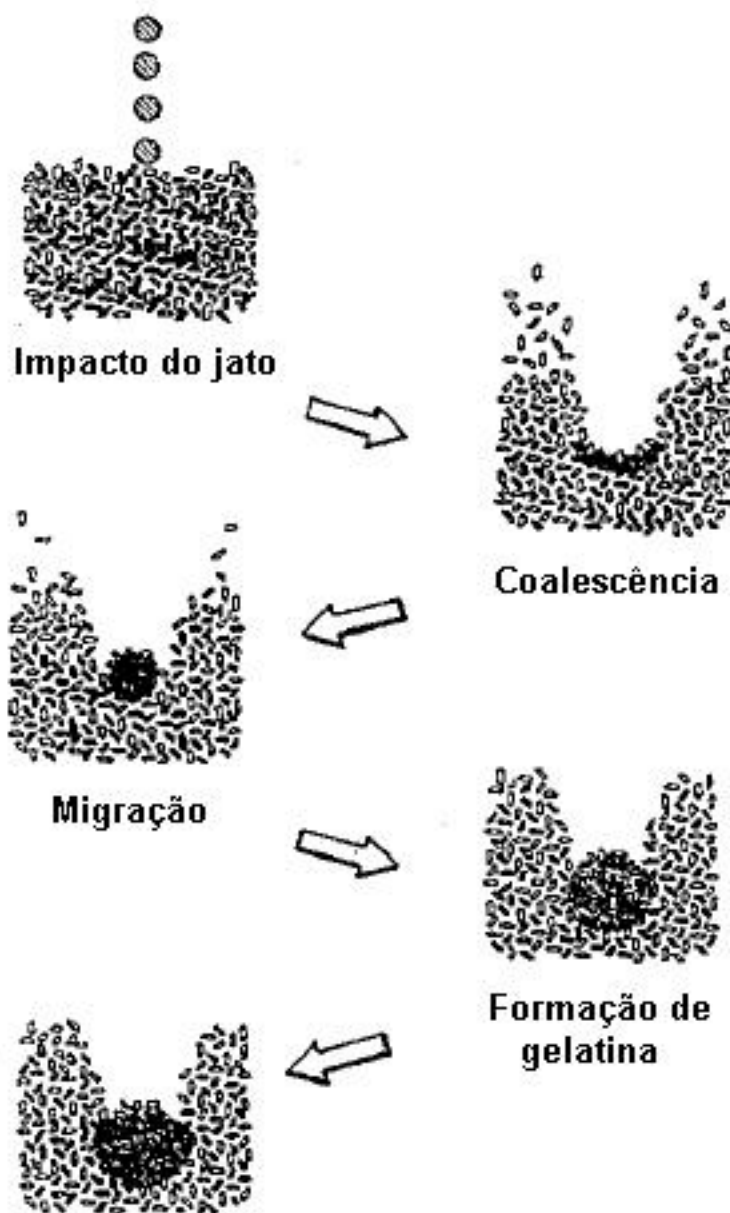


Figura 5.44 – Impacto do aglomerante no substrato e transformação em gel (patente US 5.851.465 de Bredt, 1998)

O aglomerante pode incluir corantes coloridos. Gotas de aglomerante e corantes podem ser depositadas seletivamente em uma camada de material de construção para criar um objeto multi-colorido. Em particular, os pigmentos podem ser depositados seletivamente para colorir a superfície externa do objeto. O próprio aglomerante pode ser incolor ou ainda pode ser combinado com corantes.

Uma tentativa de fabricar um aglomerante caseiro foi realizada pela pesquisa de **Aguiar** (2005) que considerou o aglomerante e a impressora tridimensional Z310 que utiliza o mesmo cabeçote de impressão da impressora 2D. Neste estudo, foi considerado que o aglomerante deveria ter a mesma composição tanto para 3D ou 2D exceto por associação de aditivos e corantes. A proposta para a composição do aglomerante foi de que ele contivesse água e agentes surfactantes. A água atua como um agente cristalizante e como solvente do pó (*vinyl polimer*). O surfactante tem múltiplas funções. Ele colabora na penetração do aglomerante na impressão, evita que a gota desvie do ponto em que ela deve cair, controla o tamanho da gota e também atua como agente emulsificante. A emulsão viscosa é responsável por confinar o aglomerante nos limites da zona onde a gota do aglomerante cai sobre o pó. O trabalho experimental consistiu em utilizar água destilada atuando como aglomerante. O experimento apresentou bons resultados dimensionais e mecânicos. As dimensões ficaram bem próximas do modelo cuja confecção utilizou o aglomerante comercial. A maior parte do modelo preservou as características do pó sem alteração. Para o preparo da solução foi ainda baseada na composição encontrada nos cabeçotes de impressora térmica a jato de tinta. Os resultados estão apresentados na **Tabela 5.6**.

Tabela 5.6 – Proporção dos componentes em soluções aquosas de um aglomerante caseiro (Aguiar, 2005)

Proporção dos componentes em soluções aquosas de um aglomerante caseiro			
Soluções	Surfactantes (%)	Monoálcool (%)	poliálcool (%)
1	0,0999	0	0
2	0,1499	0	0
3	0,2997	0	0
4	0,4250	0	0
5	0,4246	9,9800	0
6	0,4256	9,9950	4,9975
7	0,3002	9,9967	5,2316

5.4.1.3 Infiltrante

O material infiltrante tem com objetivo tornar o modelo mais resistente. Entre os materiais disponíveis estão o cianocrilato que é altamente tóxico. Em 2007 a empresa Z Corporation lançou uma linha de produtos buscando a substituição do cianocrilato por água (**Zcorp**, 2007).

5.4.2 Principais parâmetros do processo de 3DP

5.4.2.1 Reação do substrato

Segundo **Lanzetta e Sachs** (2003) a reação do substrato depende das forças de enterramento determinadas pelos seguintes fatores:

- **Forma dos grãos:** as experiências anteriores mostram que linhas melhores são obtidas usando substratos equiaxial. A forma do grão equiaxial (inclusive a forma esférica dos substratos usados) asseguram uma mobilidade superior;

- **Densidade do leito de substrato:** A distribuição de tamanho de grão e forma de substrato determinam são determinantes. Pode ser melhorado por compactação (Figura 11).

- **Fricção:** Depende da fricção inerente do material, dos eventuais tratamentos de superfície e da temperatura.

- **Efeitos diversos a seco:** Eles estão relacionados principalmente à umidade ambiental, agindo especialmente nos grãos menores por capilaridade. Eles também podem ser afetados pela presença de sujeira ou forças eletrostáticas.

5.4.2.2 Capilaridade do processo

O processo aqui apresentado tem como característica principal a capilaridade. **Lanzetta et al.** (2001a) relatam a seguinte hipótese para o processo após o impacto de gota (**Figura 5.45**) que

pode ser dividido nas fases seguintes: (1) penetração de gota no leito de substrato, engolfando assim os grãos; (2) rearranjo e contração da mistura de substrato-aglomerante e (3) engolfamento dos grãos no fundo de linha.

A penetração capilar, o rearranjo e a contração desenvolvem uma simetria esférica e cilíndrica respectivamente com esferas e linhas primitivas. Estes efeitos radiais dos fenômenos mencionados acima determinam o diâmetro e forma da esfera / linha. Além disso, há uma direção vertical preferencial para a velocidade de gota inicial e para a presença de gravidade depois disso. O impulso que vem da velocidade de gota inicial determina a penetração de gota no leito de substrato (**Figura 5.45**, centro). A profundidade de penetração depende da energia cinética inicial que é dissipada pelo trabalho de várias forças, incluindo: (1) a força de Laplace, necessária para um grão ganhar a diferença entre a pressão interna e externa de uma gota; (2) a fricção entre o aglomerante e o substrato e outras forças de dissipação, no rearranjo desta mistura; (3) a expulsão do substrato e (4) a compactação do substrato não utilizado que fica solto abaixo.

O rearranjo da mistura de substrato e aglomerante toma o lugar da tendência dos líquidos para minimizar a energia de suas superfícies. Este fenômeno é benéfico porque um líquido com liberdade de movimentação tem a tendência para assumir uma superfície redonda e isto determina uma superfície de linha lisa. Para minimizar a energia da superfície, o volume de mistura também é minimizado, tendo os grãos preenchido os espaços disponíveis. As forças da superfície do aglomerante mudam a estrutura dos grãos dentro da gota em ordem de minimizar o volume e assumir uma forma de superfície redonda (esférico ou cilíndrico).

A contração de linha provoca uma separação entre a linha e o leito de substrato. Isso faz parecer que um processo iterativo acontece entre o engolfar e o rearranjo: são engolfados os grãos novos na lateral da linha até que a linha fique completamente separada do substrato solto circunvizinho para a repetição de rearranjo e contração.

Os grãos engolfados aumentam o tamanho de gota, assim o aglomerante atinge mais grãos. Quando a energia cinética for completamente dissipada, a penetração de gota é determinada pela penetração capilar do aglomerante entre os grãos que depende da forma como a

superfície de grão é molhada pelo aglomerante. Por isso, a maneira de molhar os grãos é muito importante para a adesão das linhas e camadas previamente formadas.

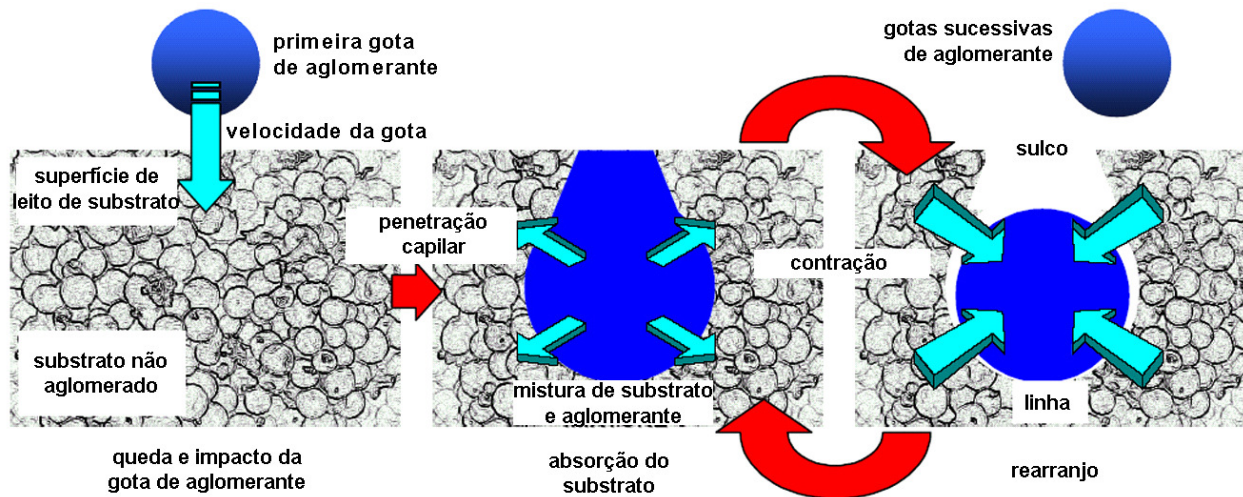


Figura 5.45 – Esquema da formação de linha com DoD. Da esquerda para a direita, depois do impacto, a gota amplia engolfando o substrato. Uma gota é formada. Um processo iterativo inicia-se: penetração por capilaridade e contração/rearranjo da mistura de substrato-aglomerante alimentada por gotas sucessivas (Lanzetta, 2001a).

5.4.2.3 Energia cinética específica do aglomerante

A energia cinética específica do aglomerante depende dos seguintes parâmetros: massa/tamanho da gota, velocidade, espaçamento e frequência da gota (**Figura 5.46**). Assim, a velocidade de gota só pode ser controlada no bico do cabeçote e é da mesma ordem tanto para DoD quanto para o jato contínuo (CJ – *Continuous Jet*) e o menor espaçamento da gota e maior tamanho de gota têm um efeito negativo no tamanho da linha e conseqüentemente na resolução de processo, portanto, são fatores limitantes.

A principal conseqüência dos dois pontos acima é que a energia cinética específica só pode ser controlada ligeiramente e é mais baixo no processo DoD do que no jato contínuo; por isto DoD tem um modelo físico diferente que é investigado aqui. Outra conseqüência importante da mais baixa frequência em DoD é a influência desprezível entre gotas sucessivas. Isto permite considerar o comportamento de cada gota individualmente.

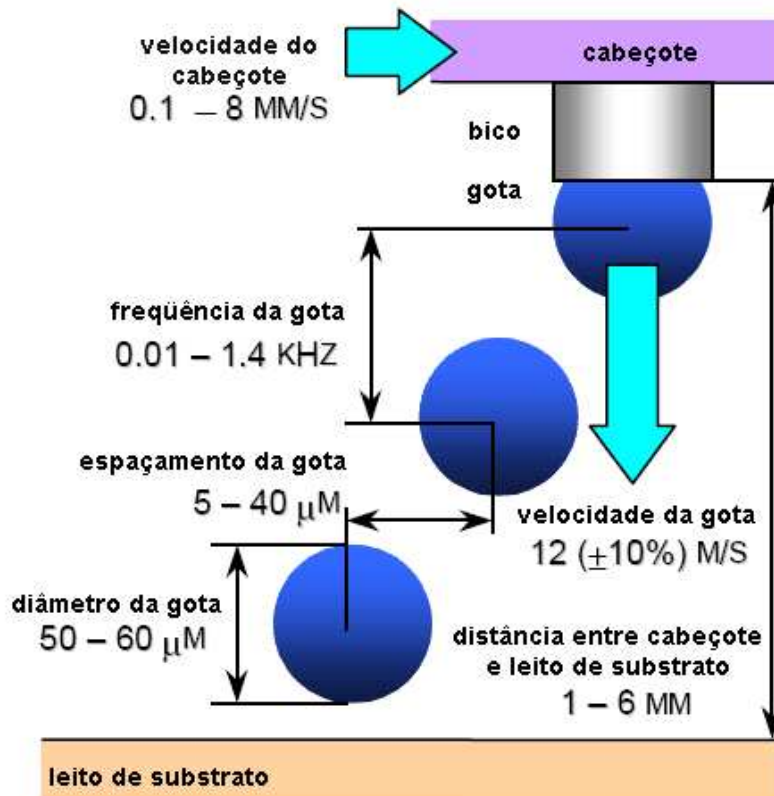


Figura 5.46 – Esquema geral dos parâmetros principais do processo de 3DP e gama dos valores disponíveis e testados com a tecnologia de DoD (adaptado de Lanzetta, 2001b).

5.4.2.4 Interação entre o aglomerante e o substrato

Segundo **Lanzetta e Sachs** (2003) existem dois tipos de interação entre o aglomerante e o substrato: (1) engolfar: vários grãos são investidos e cercados simultaneamente por uma grande quantia de aglomerante e (2) penetração capilar: os grãos são alcançados individualmente.

O processo de engolfar acontece no impacto de gota e termina quando a energia cinética for completamente dissipada. Neste momento, a capilaridade inicia, facilitada pela superfície previamente molhada pelas gotas anteriores. Com ambos os fenômenos o aglomerante rearranja o substrato, mas pela ação em mais grãos, o efeito do rearranjo é mais evidente durante o processo de engolfar como realçado nas seguintes situações típicas:

- O topo e o fundo de uma linha são afetados principalmente pelos dois fenômenos diferentes respectivamente. A visão lateral de uma linha ilustra o efeito suavizador no topo de

linha devido à quantia alta de líquido, enquanto o fundo é mais irregular pela adição de grãos únicos alcançados pelo vaso capilar.

- O espaçamento da gota influencia a entrada de aglomerante por unidade de superfície e conseqüentemente a prevalência de um dos dois fenômenos descritos. O efeito do espaçamento da gota é claramente visível quanto mais irregular for a distribuição de grãos para o maior de espaçamento de gota.

Considerando que o processo de molhar é inversamente proporcional à tensão da superfície, a maneira de engolfar é inversamente proporcional à força de rearranjo.

5.4.3 Formação da gota dos materiais

Algumas características são levantadas a seguir interferem na formação da gota dos materiais.

5.4.3.1 Granulação: mecanismos de crescimento dos grãos

Dries (2004) aplicou duas estratégias de pesquisa diferentes para elucidar os mecanismos de crescimento dos grãos. A estratégia *in-situ* é focalizada na influência de processo e nas variáveis de formulação em uma ou mais propriedades de grânulo. A influência destes parâmetros pode prover informação sobre os mecanismos de crescimento. O outro método examina a influência de processo e variáveis de formulação nas propriedades de grânulos fora do granulador e tentativas para traduzir esta informação à situação no misturador (método de *ex-situ*). Ambas as aproximações proveram um certo nível de entendimento sobre o mecanismo de crescimento dos grãos. Nos primeiros anos de pesquisa sobre a granulação o processo foi descrito por muitos mecanismos diferentes, como nucleação, camada, formação de camadas, esmagando, coalescência e abrasão. Atualmente, estes mecanismos foram substituídos isto é através de três mecanismos principais: (1) umedecimento e nucleação, (2) consolidação e coalescência e (3) atrito e quebra. Teoricamente o crescimento de grânulo no misturador é uma combinação destes três processos. A **Figura 5.47** ilustra a metodologia descrita pelo autor.

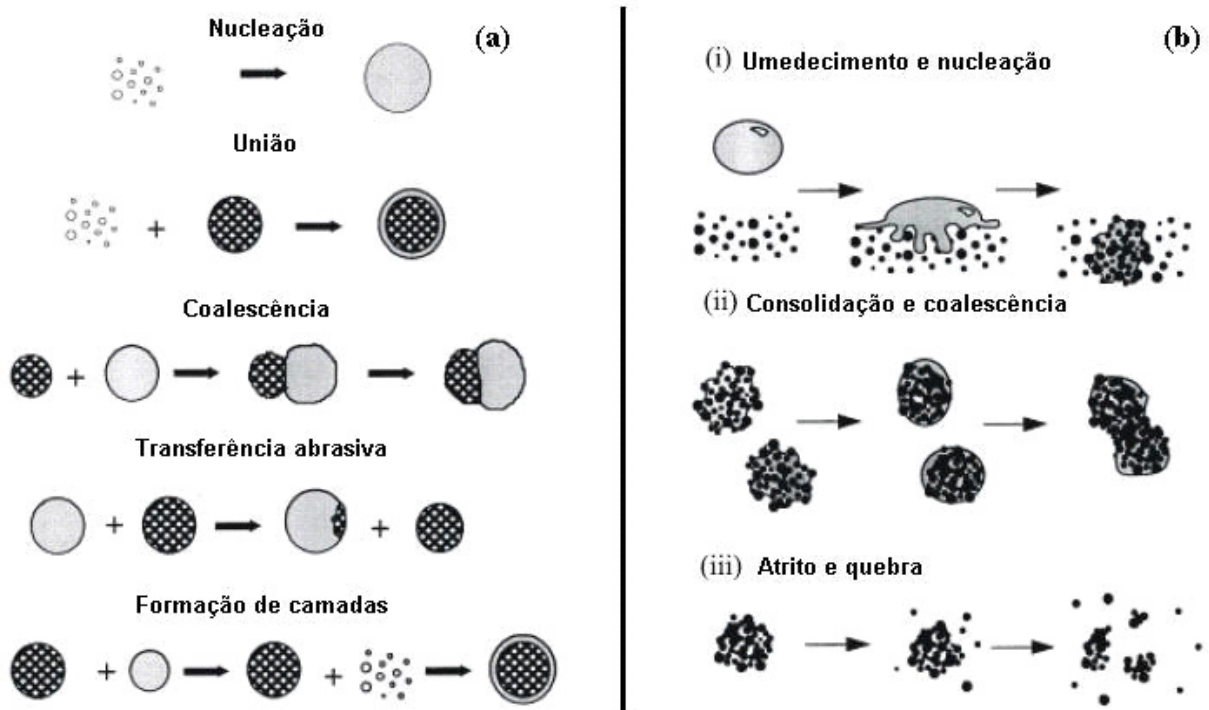


Figura 5.47 – Granulação: Mecanismos de crescimento dos grãos: (a) visão tradicional em 1970 e (b) visão atual segundo Dries (2004)

Dries (2004) relata que o aglomerante não se espalha instantaneamente no misturador. Isto significa que, em vez de uma distribuição homogênea, são obtidas regiões secas e molhadas localmente. Isto ocorre por causa da distribuição do tamanho de grão observada nas tomadas iniciais de tempo. Com base nos dados de distribuição dois mecanismos diferentes de nucleação foram propostos (**Figura 5.48**):

- **Mecanismo de distribuição:** as gotas de aglomerante são muito pequenas para unirem várias partículas primárias. Ao invés disso, as partículas primárias são cobertas com aglomerante líquido. Estas partículas molhadas fundem para formar os grãos iniciais, levando a uma distribuição homogênea do aglomerante. Este mecanismo é promovido por uma baixa viscosidade e uma alta velocidade de impulso e
- **Mecanismo de imersão:** partículas primárias são engolfadas por gotas de aglomerante que possuem um tamanho maior que estas partículas. Isto resulta em uma distribuição pobre do aglomerante, associado a uma acumulação de aglomerante nos grãos

maiores. Este mecanismo é promovido por uma alta viscosidade e uma baixa velocidade de impulso.

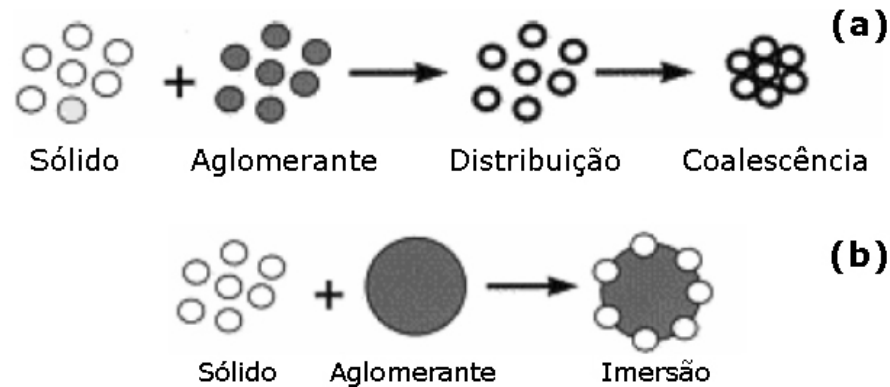


Figura 5.48 – Mecanismos de formação do núcleo: (a) mecanismo de distribuição e (b) mecanismo de imersão (Dries, 2004)

Dries (2004) afirma ainda que a relação entre o número de deformação dos grãos e a saturação máxima de poro determina o comportamento do crescimento do grão (**Figura 5.49**), a saber:

- **zona seca:** O conteúdo líquido é tão baixo que nenhum núcleo é formado;
- **zona nucleante:** o aglomerante líquido é insuficiente para assegurar o crescimento adicional dos núcleos;
- **zona de fragmentação:** os grãos são muito fracos e conseqüentemente são quebrados;
- **crescimento estável:** o grau de deformação e saturação líquida é suficiente para induzir a coalescência de grãos;
- **zona de indução:** nenhum crescimento de grão acontece durante a fase de indução, porque os grãos são muito fortes não apresentando o crescimento suficientemente, além de que, a saturação é muito baixa para compensar isto;
- **crescimento rápido:** a colisão entre grãos causa a coalescência e
- **zona de lama:** a saturação fica muito alta e uma pasta molhada é formada.

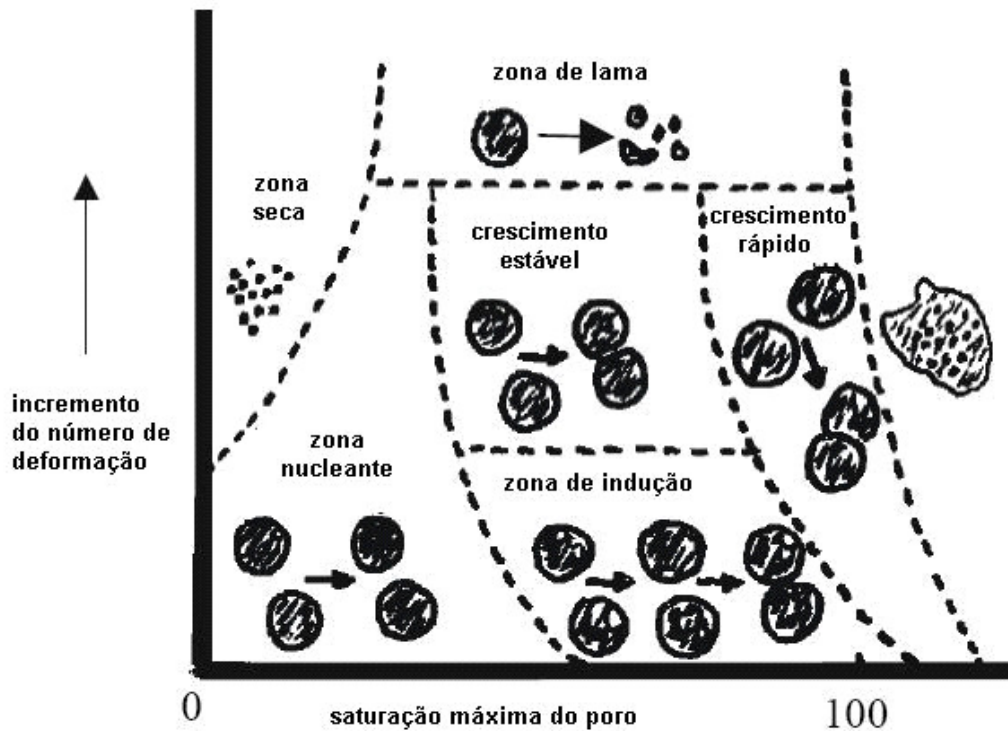


Figura 5.49 – Mapa de regime de crescimento dos grãos (Dries, 2004)

Dries (2004) afirma também que a formação dos grãos dependerá fortemente da maneira como o aglomerante e o pó são misturados. O autor ilustra uma avaliação esquemática das possíveis formas de misturar o líquido com o pó (**Figura 5.50**). O processo de nucleação inicia-se com duas fases separadas: um líquido e uma fase sólida. A ação do misturador dispersa o líquido continuamente em volumes líquidos menores. Se estes volumes forem muito pequenos para se unirem as partículas primárias, o aglomerante é dispersado homogeneamente em cima das partículas primárias. Este mecanismo é chamado de mecanismo de distribuição ou o mecanismo de dispersão mecânico. Quando os volumes líquidos entrarem em contato com o pó, a penetração do líquido na cama de pó pode acontecer, desde que o volume líquido seja suficiente para embutir várias partículas, os grãos podem ser formados por penetração líquida ou imersão. Em ordem de prevenir confusões de interpretação, o autor menciona que é necessário usar uma terminologia consistente para os aspectos diferentes que são importantes para a nucleação. O termo “distribuição de aglomerante” recorre ao local da mistura do aglomerante com o pó, considerando que a dispersão de aglomerante ocorre ao se espalhar volumes líquidos de aglomerante puro em volumes menores e “quebra” é um termo para a fragmentação do material granular.

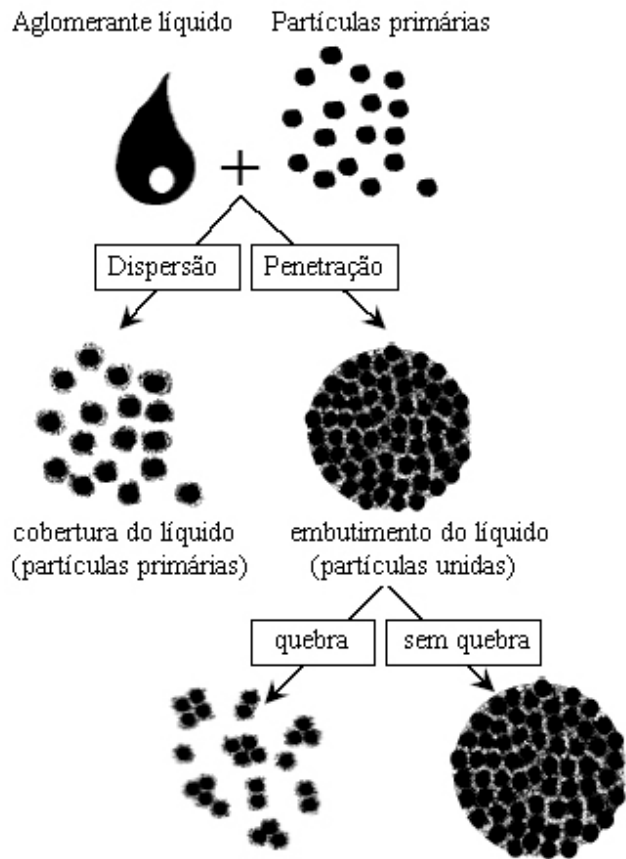


Figura 5.50 – Possíveis mecanismos de nucleação (Dries, 2004)

5.4.3.2 Impacto das gotas

O fenômeno de impacto de gotas de líquidos sobre superfícies tem muitas aplicações, entre elas, as impressoras de jato de tinta, pinturas, erosão, pulverizações, etc. Podem ocorrer em superfícies sólidas, lisas, ásperas, fofa, porosa. Segundo **Agland et al.** (1999), os fenômenos de impactos de gota líquidos em cama de substrato desempenham um papel importante em processos de granulação molhados. O aglomerante líquido é borrifado sobre a massa de pó onde se formam os núcleos ligando partículas por uma combinação de forças de viscosidade e capilaridade. Em muitos processos, há uma correlação forte entre tamanho de gota e tamanho de núcleos de grânulo. Se gota líquida “quebra” durante o impacto, isto poderá aumentar o número de grânulos produzidos e diminuir seu tamanho de núcleo. Se gotas esparramaram-se pela superfície antes de penetrar, isto poderá aumentar a cobertura de superfície e incidência de coalescência de núcleos. Nesta pesquisa o autor informa os resultados de experiências

preliminares que estudaram o comportamento de gotas líquidas impressas em uma cama de pó estática. Água, metanol e óleo de silicone foram utilizados para variar a viscosidade líquida e a tensão de superfície. Foi concluído que a separação da gota era improvável de se acontecer abaixo de condições de granulação mais práticas. A **Figura 5.51** ilustra os fenômenos observados pelo autor.

- a) **afundamento:** A gota causa a mínima destruição da superfície do leito de pó na aterrissagem;
- b) **penetração:** A gota quase não sofre deformação, mas desloca muito pó, diretamente para cima. A maior parte do pó molhado fica sob a superfície e forma uma pequena cova na parte superior;
- c) **aglomeração:** A gota tem velocidade significativa que ao aterrisar se deforma e ejeta pó em um ângulo inclinado (45°) e a maior parte do pó molhado fica em forma de bola achatada com uma cova na parte superior;
- d) **espalhamento:** A gota tem a velocidade maior que da aglomeração e se espalha na aterrissagem, espalhando pouco o pó seco e o pó molhado forma um disco levemente inchado na borda e
- e) **fragmentação:** A gota tem a maior velocidade, semelhante ao espalhamento com maior superfície molhada, e o impacto provoca um rompimento da massa desta formando ilhas adjacentes.

A principal **característica do impacto** é que a gota afunda, penetra, aglomera, espalha ou fragmenta, respectivamente conforme a velocidade do impacto aumenta.

A **granulação** é uma aglomeração de partículas formando outra maior, compactadas. Processo úmido: pó mais líquido aglomerante. Tipos: Tambores rotativos, agitadores mecânicos. Leito de pó fluidificado.

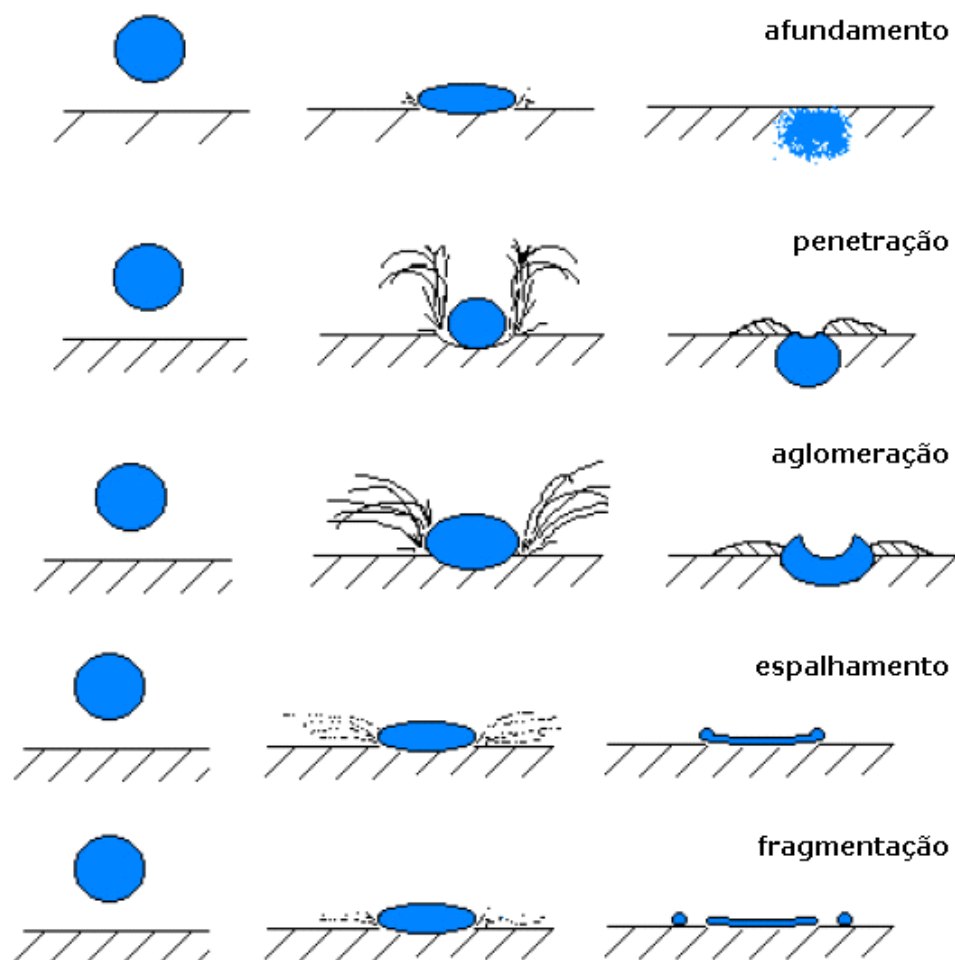
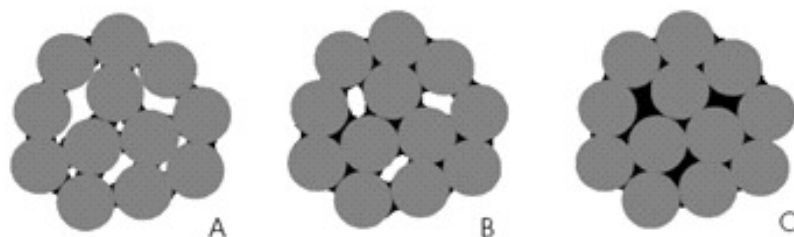


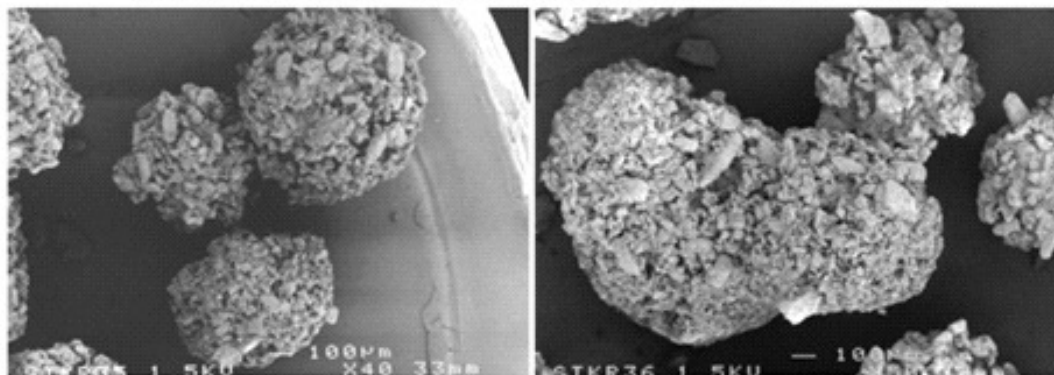
Figura 5.51 – Diagrama esquemático de diferentes tipos de impacto da gota (Agland, 1999)

5.4.3.3 Formação de grãos

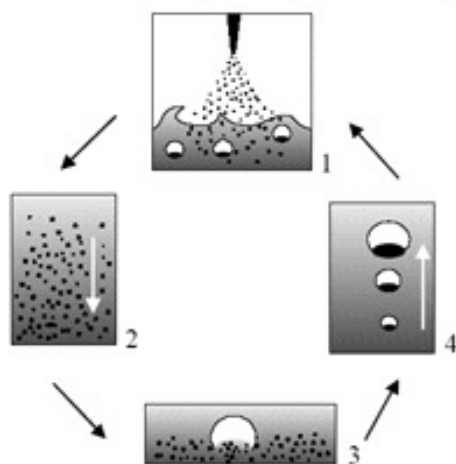
Schaafsma (2000) descreve em seu trabalho um estudo minucioso do processo de formação de grãos. O autor afirma que o principal objetivo da sua pesquisa foi desenvolver uma ferramenta para descrever o processo de aglomeração em um leito fluídico para baixa escala. A pesquisa do autor busca trazer informações para melhorar o conhecimento fundamental sobre o processo de aglomeração em uma cama fluídica que é essencial para o desenvolvendo dessas ferramentas. Estas ferramentas de baixa escala podem ser utilizadas para desenvolver formulações novas ou descrever os efeitos durante um processo de mudança da operação. Nesta perspectiva, foram investigados aspectos importantes do processo de aglomeração. A **Figura 5.52** ilustra alguns dos aspectos abordados deste estudo.



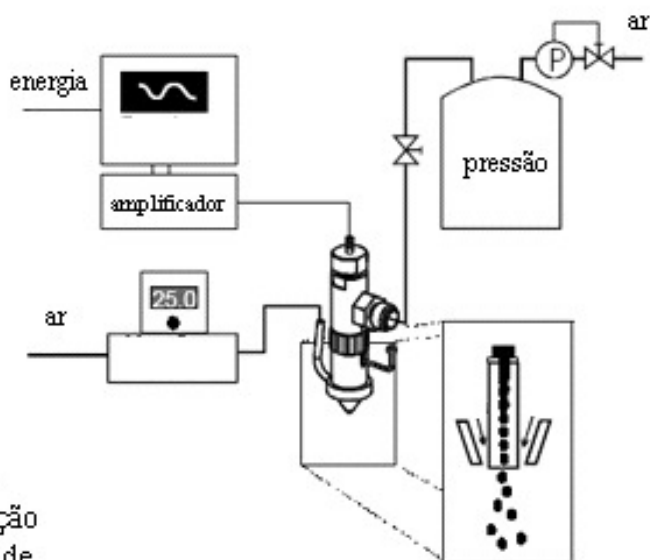
Três estágios do conteúdo da água para junção de partículas esféricas:
(a) estágio pendular, (b) estágio funicular e (c) estágio capilar



Formação de pequenos aglomerados formados pela gota de aglomerante



Transporte de partículas em um leito no processo de aglomeração: (1) formação da superfície do leito, (2) segmentação de grãos, (3) formação de bolhas e distribuição e (4) transporte das bolhas na superfície do leito de pó



Esquema do bico de atuação utilizado

Figura 5.52 – Alguns pontos do processo de aglomeração em um leito fluídico para baixa escala segundo Schaafsma (2000)

5.4.4 Perspectivas para os materiais em impressão tridimensional

Uma das tendências das impressoras tridimensionais é a utilização de materiais que também permitam a confecção de peças metálicas. **Sachs et al.** (2004a) descreve um processo chamado infiltração transiente da fase líquida – TLI (*Transient liquid-phase infiltration*) que envolve um esqueleto de substrato de metal e um infiltrante com composição similar contendo um ponto de liga depressante – MDP (*Melting-point depressant*). Sobre a infiltração, o MPD difunde no esqueleto, causando solidificação isotérmica e seguida de uma composição homogênea do modelo final. A solidificação por difusão da infiltração pode restringir fluxo do líquido e resulta em um prematuro enrijecimento se o líquido solidificar antes de completar o modelo inteiro. Um modelo do caminho capilar do fluxo do fluido foi desenvolvido para prever a taxa (*rate*) de infiltração e limite de enrijecimento usando uma variável de permeabilização do esqueleto. A solidificação por difusão foi medida por experimentos comparando teorias, e usando para definir a mudança via incremento da massa e comparando para o modelo do fluxo para variações do esqueleto com tamanhos de substrato variando de 60 até 300 μm .

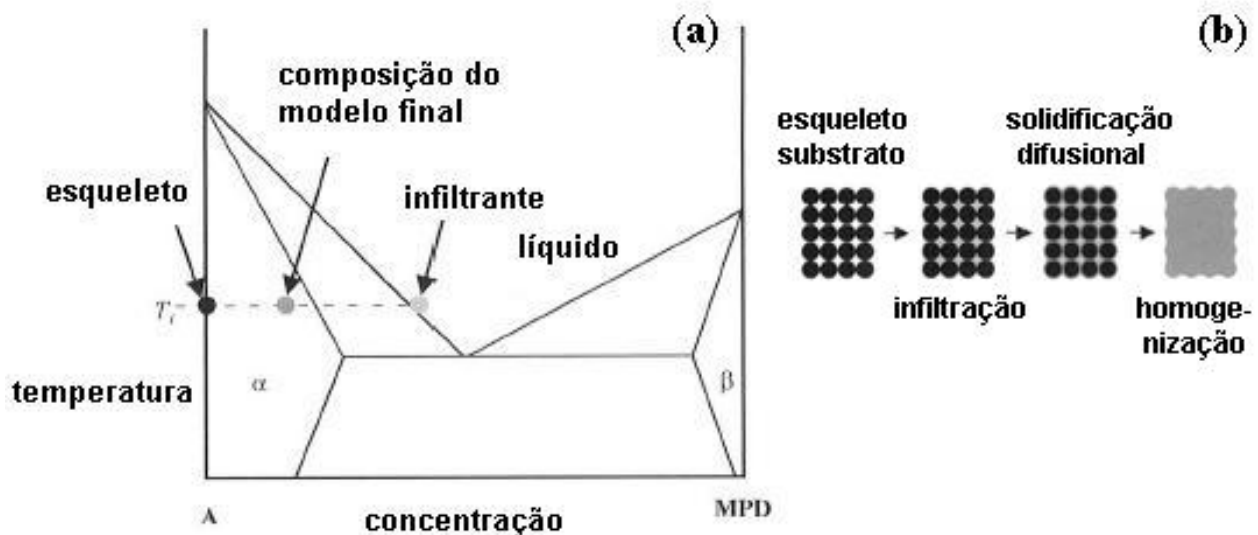


Figura 5.53 – Densificação de um esqueleto de substrato metálico por fase líquida transiente de infiltração (a) diagrama de fase de equilíbrio genérica com a nomenclatura dos componentes do sistema TLI para uma temperatura de infiltração, T_i e (b) ilustração esquemática dos principais estágios da fase líquida transiente de infiltração (Sachs et al. 2004b)

Em outro artigo, **Sachs et al.** (2004b) afirma que o processo TLI é um novo método para densificar um esqueleto de substrato metálico que produz um modelo final de composição

homogênea sem alteração significativa de dimensão, oferecendo melhores vantagens do que a infiltração tradicional e a sinterização densidade completa (**Figura 5.53**). A fabricação de modelos metálicos diretos com geometria complexa é possível através do uso da TLI em conjunto com o processo SFF similar à impressão tridimensional, cujo processo produz formas de esqueleto de substrato de metal diretamente a partir do modelo CAD. O método TLI utiliza um material infiltrante similar na composição do esqueleto, mas contendo ainda um MPD, que é uma liga de metal líquido usada para preencher os espaços do esqueleto e facilitar a homogenização. A requisição de materiais para um sistema como o discutido, e quatro sistemas experimentais de materiais foram desenvolvidos. A técnica de infiltração inclui a introdução do líquido, saturação da cola para prevenir erosão, e controle das variações da composição do volume ao longo do caminho da infiltração. Depois da infiltração, vários tratamentos térmicos foram conduzidos e propriedades mecânicas foram testadas, incluindo tenacidade, dureza e tração.

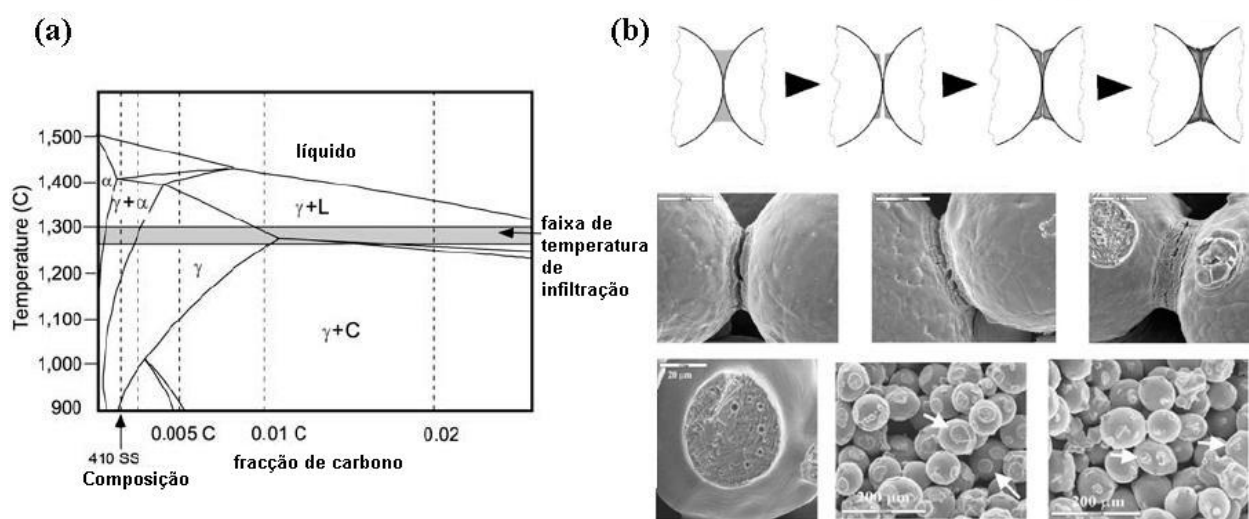


Figura 5.54 – Melhoria da qualidade de processos de material metálico por dispersão de nanopartículas: (a) diagrama da fase pseudobinária para o 410 SS e (b) aplicação de nanoaglomerante (Sachs *et al*, 2006)

Em 2006, **Sachs *et al.*** Fala sobre o processo de fabricação de sólidos de formas livres (SFF) como a impressão tridimensional (3DP) e sinterização seletiva a laser (SLS) produzem modelos porosos. Modelos metálicos produzidos nestes processos devem ser densificados por sinterização ou infiltração para alcançar a máxima performance do material. O novo método de infiltração metálica pode produzir modelos de composições metálicas padrões com propriedades compatíveis aos materiais forjados. Contudo, o processo de infiltração introduz erros

dimensionais devido ao encolhimento e rastejamento – particularmente em altas temperaturas requeridas para infiltração de aço. O objetivo é desenvolver um método de pós-processamento para as características mencionadas dos poros do esqueleto metálico (**Figura 5.54**).

Também foram identificadas duas patentes do autor sobre este assunto. A patente, US7.060.222 de **Sachs et al.** (2006), com o título de “*Infiltration of a powder metal skeleton of similar materials using melting point depressant*” (**Figura 5.55**) e a patente US2005/0109431 A1 de **Bredt et al** (2005) com o título “*Infiltrating a powder metal skeleton by a similar alloy with depressed melting point exploiting a persistent liquid phase at equilibrium, suitable for fabricating steel parts*”.

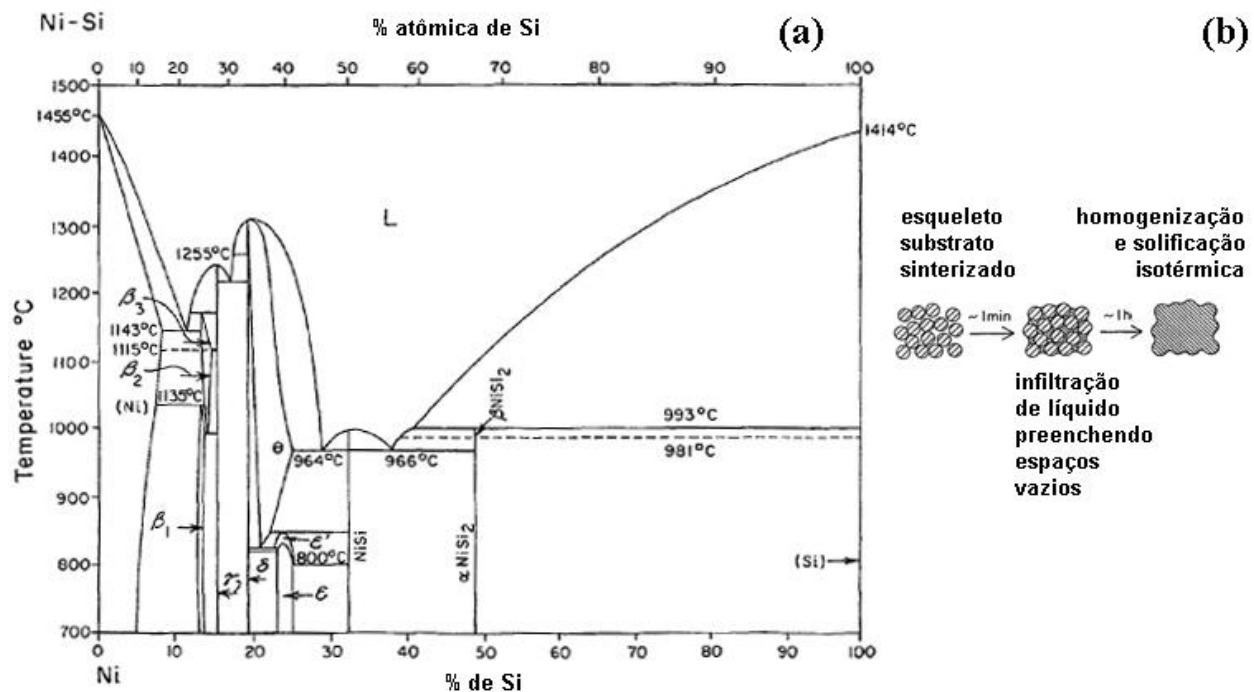


Figura 5.55 – Infiltração em esqueleto de substrato metálico: (a) Diagrama de fase de equilíbrio de Silicone-níquel e (b) diagrama representando o conceito de infiltração homogênea (patente US 7.060.222 de Sachs et al, 2006)

5.4.5 Outras considerações sobre os materiais

Segundo **Santa Bárbara** (2006) com um espectro tão largo das aplicações e métodos para prototipagem rápida, o número de materiais usados é enorme. Um único material pode ser útil em

diversas aplicações diferentes. Entretanto, o mesmo material pode ou não alcançar diferentes exigências. Além disso, cada técnica de prototipagem rápida tem limitações no tipo de material que pode usar. Finalmente, a escolha de algum material segue a sua escala de propriedades físicas e mecânicas.

Segundo o autor, a maioria das máquinas de prototipagem rápida de prototipagem rápida usa polímeros. Estes são materiais feitos de cadeias muito longas, primariamente de moléculas do carbono. Os polímeros dividem-se essencialmente em três categorias: termoplásticos, plásticos termofixos e elastômeros. Os termoplásticos são os polímeros mais usados para prototipagem rápida. Os polímeros termoplásticos têm uma forma linear ou ramificada. A adição do calor permite que as moléculas deslizem umas nas outras. Isto torna mais fácil moldá-las na forma desejada e, quando aquecidas, elas podem ser reformatadas e recicladas. As moléculas têm regiões cristalinas e amorfas. As regiões cristalinas se formam nas áreas em que o polímero dobra pra trás dele mesmo em uma maneira ordenada. Essas regiões são muito mais fortes do que as regiões amorfas, onde as moléculas são arranjadas em uma ordem aleatória. As regiões amorfas são espaços vazios ou vácuos, dentro do polímero; são freqüentemente transparentes, características que pode ser vantajosa para finalidades médicas. Os plásticos termofixos têm cadeias de polímeros ligadas em cruz. Quanto mais ligações cruzadas, mais forte é o material. Entretanto, os plásticos termofixos não podem ser aquecidos para reuso, e não derretem. Os elastômeros são os polímeros que retornam a sua forma original após serem deformados, devido a sua estrutura ser semelhante a uma mola.

As peças confeccionadas por prototipagem rápida são também **anisotrópicas**, isto é, podem ter as propriedades físicas diferentes dependendo do sentido em que se façam as medidas. Diferenças podem também aparecer se a mesma peça for feita em caminhos diferentes. Isto pode acontecer se a orientação de fabricação da peça na máquina for mudada, e também de acordo com a seqüência em que os elementos da peça são fabricados. Plásticos usados em um sistema de prototipagem rápida não replicam muito bem as características de uma peça plástica moldada por injeção. Porque, como mencionado previamente, enquanto a composição química seria exatamente a mesma, o processamento físico é completamente diferente. Muitos plásticos têm as moléculas longas, lineares, que fornecem uma estrutura “granulosa anisotrópica” a uma

peça. Isto porque quando fluem no estado líquido aquecido através do molde sob pressão, as moléculas se orientam umas em relação às outras. O processo de refrigeração dentro do molde tem também um efeito específico, diferente do que acontece durante um processo de prototipagem rápida; como consequência, as propriedades físicas podem ser completamente diferentes. Se a necessidade é testar como um molde se apresentaria e que propriedades físicas finais poderiam ser alcançadas em uma peça, uma melhor escolha seria fazer um molde simplificado usando a prototipagem rápida e operar a máquina de injeção de molde próximo aos parâmetros finais.

O autor afirma ainda que no caso de materiais como **os metais**, as escolhas comercialmente disponíveis são extremamente limitadas para a fabricação direta de peças de metal por prototipagem rápida. Entretanto, numerosas tecnologias estão sob desenvolvimento na universidade, no governo e nos laboratórios comerciais. Uma fração substancial de todas as peças de metal feitas por processos de prototipagem rápida está sendo usada hoje para fazer moldes de injeção. Isto é porque este é um grande mercado que tem requerimentos de valor agregado alto. Os moldes de injeção são artigos complexos, itens de trabalho intensivo que tomam tempo longo para serem feitos. A tecnologia de prototipagem rápida pode oferecer grande economia de tempo e custo, como também a funcionalidade, que seria impossível ser obtida de outra maneira.

Para o autor, no que se refere aos **materiais de prototipagem rápida para uso médico** pode-se dizer que cada técnica tem seu próprio conjunto de materiais que podem ser usados. Cada aplicação requer que o material tenha propriedades específicas, para que a peça funcione corretamente. As peças devem ser fortes ou não, dependendo da função pretendida. Como um todo, os materiais com um calor específico baixo são preferidos para o uso em prototipagem rápida, porque a maioria das técnicas aquece o material para ligar as partículas para dar forma à peça mais facilmente. O processo é muito mais eficiente quando o material não tem que ser aquecido por um período de tempo longo. O maior uso atual de prototipagem rápida envolve modelagem. Os materiais usados em prototipagem rápida ainda não são biocompatíveis. Entretanto, a engenharia do tecido tem sido um campo de rápido desenvolvimento em anos recentes. Muitas das técnicas usadas requerem freqüentemente suportes, usados como um molde para o crescimento celular ser mais exato. Esses suportes devem ser muito porosos, tão bem

quanto biocompatíveis e bioreabsorvíveis. Devem também ter as propriedades mecânicas similares às daquelas do tecido circunvizinho. Têm sido feitas pesquisas sobre a possibilidade de confeccionar *scaffolds* usando prototipagem rápida. Policaprolactama (PCL) é um polímero bioreabsorvível que tem recebido algum interesse para esta finalidade. Os *scaffolds* foram desenvolvidos usando métodos de prototipagem rápida e mostraram muitas das qualidades desejadas para *scaffolds* na engenharia de tecidos.

5.5 Biomateriais e biocompatibilidade

Os **biomateriais** são substâncias naturais ou sintéticas que são toleradas de forma transitória ou permanente, pelos diversos tecidos que constituem o organismo humano. Segundo a Conferência de Consenso em Biomateriais para aplicações clínicas de 1982 entende-se por biomaterial: “Toda substância (com exceção de drogas) ou combinação de substâncias, de origem sintética ou natural, que durante um período de tempo indeterminado é empregado como um todo ou parte integrante de um sistema para tratamento, ampliação ou substituição de quaisquer tecidos, órgãos ou funções corporais” (Zavaglia, 2006).

Já a **biocompatibilidade** é a habilidade de um material ter um desempenho satisfatório, com resposta adequada do tecido hospedeiro, para uma dada aplicação. Um material pode ser biocompatível quando em contato com o tecido ósseo e não o ser quando em contato com o sangue. Inicialmente, biocompatível era considerado aquele material totalmente inerte ao corpo humano. Esse conceito de inerticidade de um biomaterial foi deixado de lado a partir do momento que se percebeu que qualquer tipo de material sempre elucida uma resposta do tecido vizinho. Inicialmente, biocompatível era considerado aquele material totalmente inerte ao corpo humano. Esse conceito de inerticidade de um biomaterial foi deixado de lado a partir do momento que se percebeu que qualquer tipo de material sempre elucida uma resposta do tecido vizinho. Os fatores que controlam a biocompatibilidade são: material (composição, interface e degradação), sistema (tensões e mobilidade) e organismo (idade, estado de saúde e atividade) (Zavaglia, 2006).

Usando dados obtidos em tomografia computadorizada é possível confeccionar implantes customizados que podem ser perfeitamente adaptados às geometrias personalizadas do paciente. Este método pode ser usado para customizar dispositivos ortopédicos, assim como fixações para fraturas ósseas ou ainda para repor material ósseo em regiões cancerígenas. Também é um procedimento onde se pode construir peças com porosidade controlada, além de *scaffolds*. (Arcam, 2006).

5.5.1 Biomateriais e suportes porosos para engenharia de tecidos – *Scaffolds*

O objetivo nesta etapa da pesquisa é apenas ilustrar os conceitos envolvidos. O planejamento cirúrgico através da prototipagem rápida também busca reproduzir formas do corpo humano. Alguns estudos buscam a reprodução destas formas em materiais biocompatíveis para a confecção de protótipos que no futuro possam ser inseridos nos pacientes (próteses personalizadas). Estes modelos buscam na prototipagem rápida a confecção das formas necessárias para o implante como, por exemplo, o *scaffold* (modelo em forma de malha).

5.5.2 O uso de biomateriais em equipamentos de prototipagem rápida

Segundo a patente US 5.490.962 de **Cima** (1996) os métodos de fabricação de sólido de forma livre (SFF – *Solid Free Form*) oferecem oportunidades únicas para a construção de dispositivos médicos para a distribuição de agentes bioativos na engenharia de tecido. Dispositivos para a distribuição de agentes bioativos podem ser construídos com gradientes especiais de composição e estrutura para que os regimes de dosagem possam ser mais complexos que os praticados atualmente e feitos sob medida de acordo com as necessidades individuais de cada paciente. Os métodos de fabricação de sólido de forma livre podem ser utilizados para o controle de composição seletiva dentro do plano de construção pela variação da composição do material impresso. Isto significa que microestruturas não convencionais, como, por exemplo, os complexos poros de redes ou gradientes não usuais de composições, podem ser desenhados em um terminal CAD e construídos por um processo de prototipagem rápida como a impressão tridimensional (**Figura 5.56**).

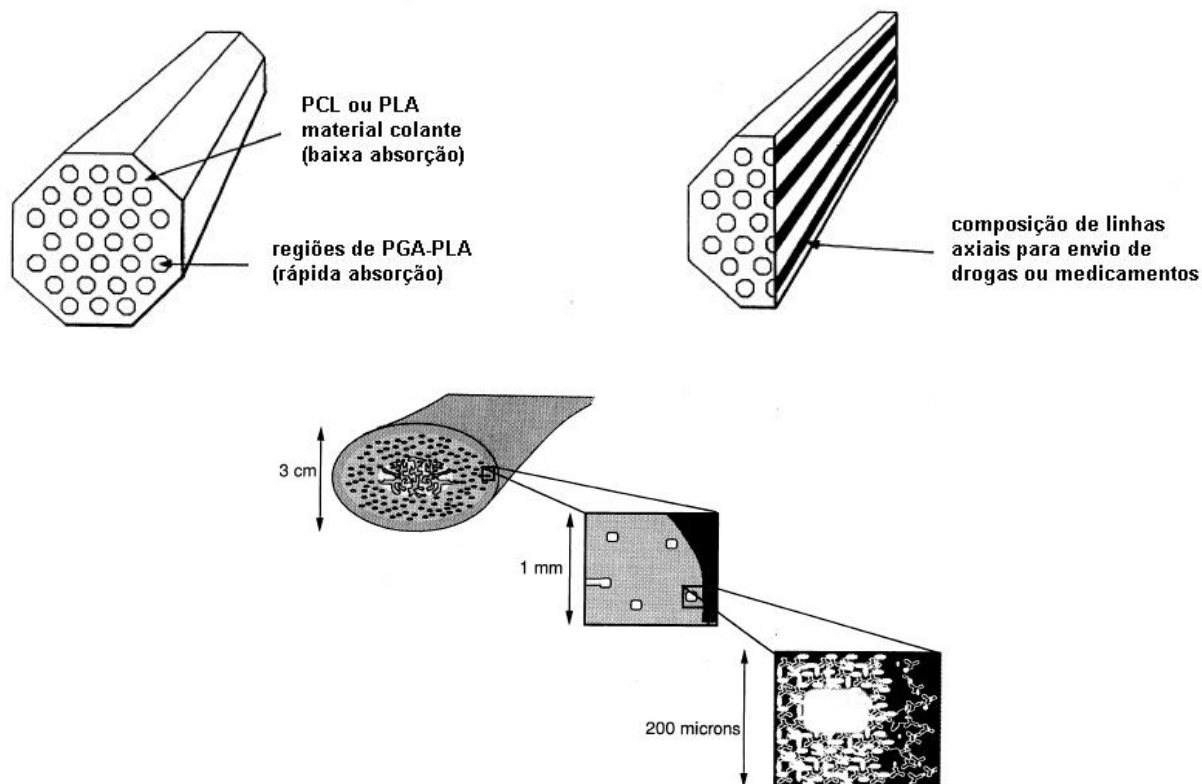


Figura 5.56 – Exemplo de biomaterial aplicado em equipamento de prototipagem rápida (adaptado da patente US 5.490.962 de Cima, 1996)

5.6 Qualidade do biomodelo

5.6.1 Formação das linhas

Segundo **Lanzetta** (2001b) a formação de linhas de boa qualidade é um passo necessário para a otimização do processo de prototipagem rápida, para melhorar a superfície de acabamento, a resistência mecânica e as tolerâncias geométricas (**Figura 5.57**).

Neste trabalho, foi proposta uma definição de qualidade de linha e os principais parâmetros e variáveis envolvidos foram pontuados. A partir da extensa coletânea de dados que vem das numerosas experiências levantadas em uma metodologia aplicada a dois casos diferentes.

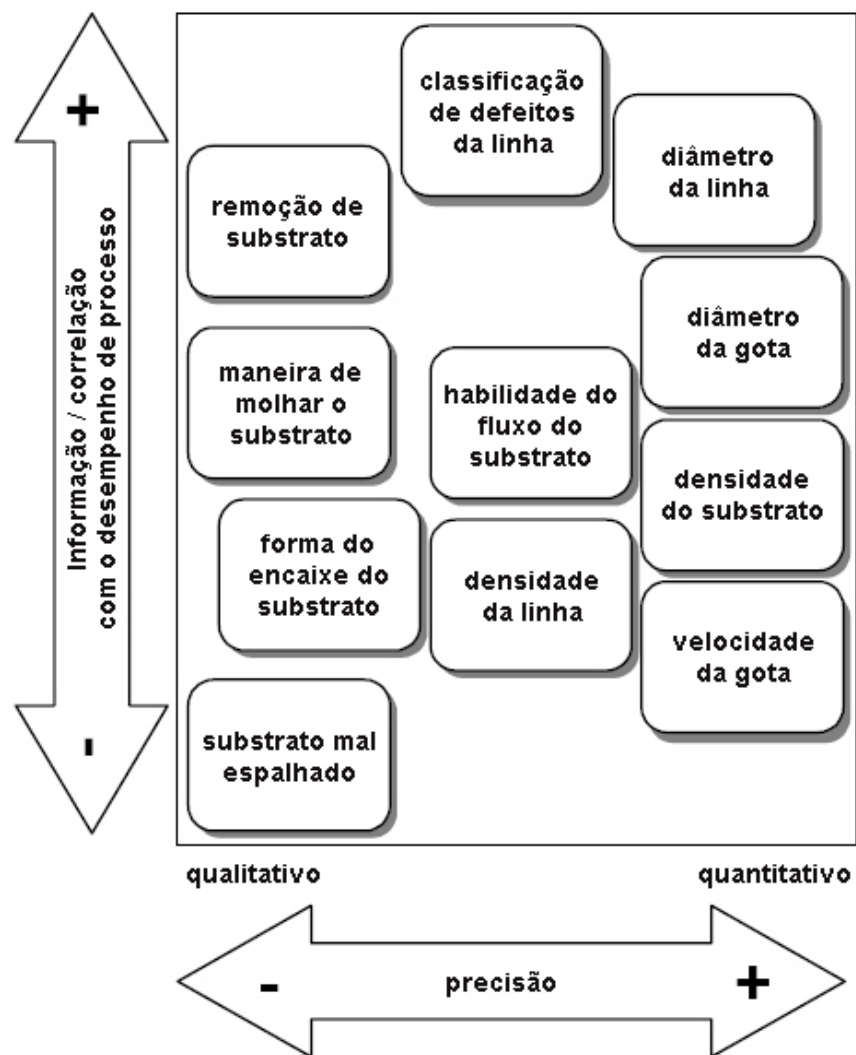


Figura 5.57 – Fatores que influenciam a qualidade da formação das linhas (Lanzetta, 2001b)

A impressão tridimensional é um processo complexo que envolve muitos fenômenos físicos diferentes. Alguns deles são mais pertinentes, mas para alcançar os resultados desejados eles devem estar sob controle. Para isto foi mostrado que a composição certa de substrato, tratamentos de superfície, e espaçamento de gota são responsáveis pelos efeitos mais pertinentes e os seus valores foram determinados neste estudo para o sistema material examinado. Mas também fatores menos controláveis ou menos quantitativos, como a propagação ou a presença de umidade e aglomerações, tiveram uma influência forte nos resultados. A classificação de defeitos de linha e as outras informações incluídas no relatório representam uma chave para entender a razão de resultados mal sucedidos e para corrigi-los iterativamente para aperfeiçoar a qualidade

de linha. A **Figura 5.58** ilustra uma otimização de tamanho de grão e a **Figura 5.59** mostra uma combinação entre tamanhos de grãos diferentes.

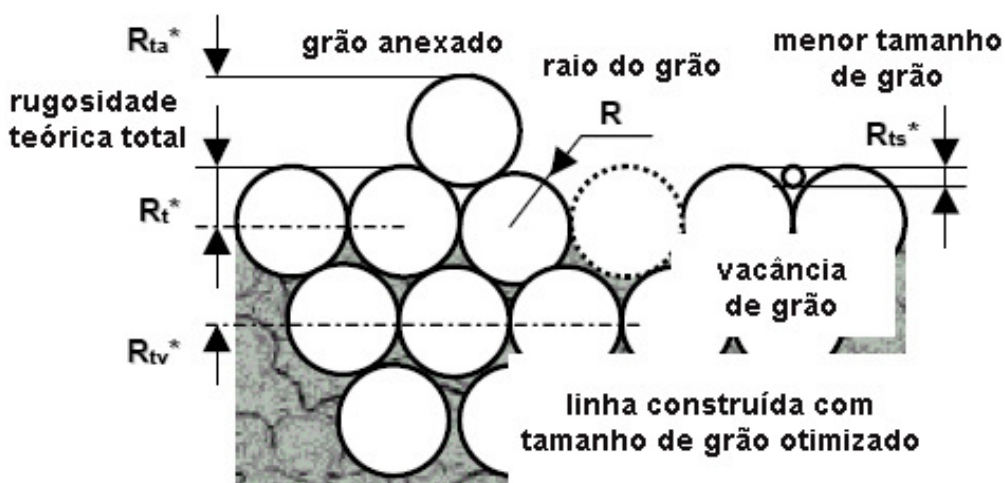


Figura 5.58 – Influência do tamanho do grão na qualidade do protótipo (Lanzetta, 2001b)

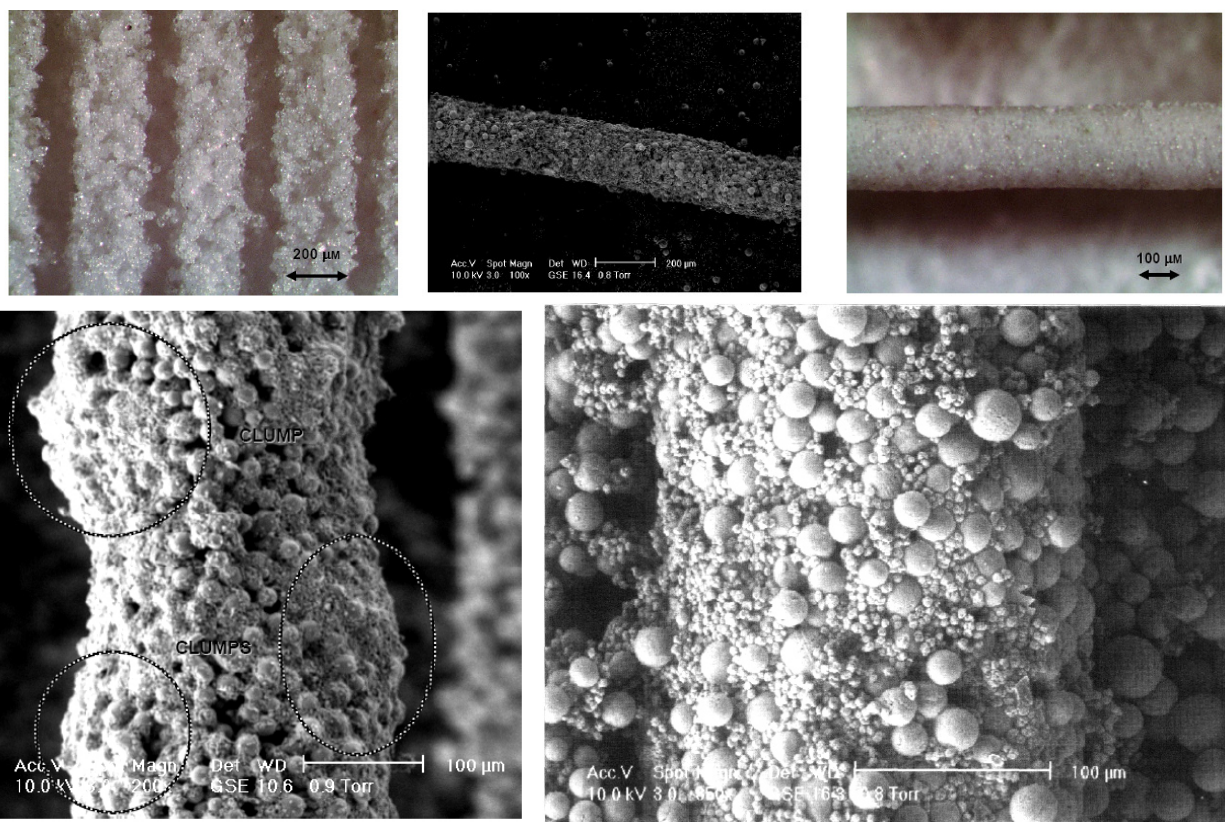


Figura 5.59 – Formação das linhas: combinação entre grãos maiores e menores para melhor preenchimento da linha melhorando assim sua qualidade (Lanzetta, 2001b)

5.6.2 Posicionamento

Embora a impressão tridimensional seja uma das tecnologias de prototipagem rápida com um dos menores custos tanto de equipamento quanto de material, o valor dos insumos ainda é representativo para o custo dos protótipos. Técnicas de otimização do processo como posicionamento ideal do modelo na caixa de construção (*build*) estão sendo analisadas para auxiliar na melhoria da qualidade e na redução de custos. A posição na hora de construir o modelo pode aumentar a qualidade do mesmo, mas também aumentar o tempo de execução.

Yao (2002) ressalta que a prototipagem rápida é uma tecnologia que está sendo grandemente utilizada em diversas áreas incluindo a manufatura de moldes. No entanto, a qualidade da peça obtida pelo processo de prototipagem rápida é significativamente afetada pelas propriedades do material escolhido e pelos parâmetros da máquina (impressora) adotada. O foco do seu trabalho foi investigar o material (substrato) e otimizar o processo pela impressora tridimensional ZPrinter 402. Ele analisou um método para investigar os possíveis parâmetros do processo de prototipagem rápida como o valor de saturação do aglomerante (*shell & core*), espessura da camada (depositada), e localização das peças para fabricação. Os experimentos demonstraram que os ajustes destes parâmetros podem reduzir o tempo de impressão da peça e reduzir o uso do substrato e do aglomerante em cerca de 20% para o material ZP100 e 10% para o material AP11 (**Figura 5.61 e 5.62**).

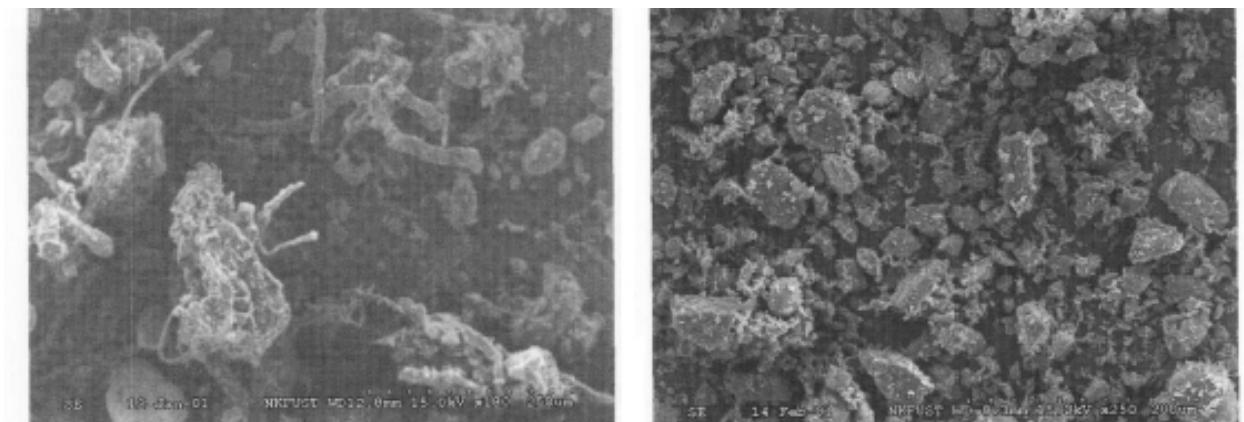


Figura 5.60 – (a) Foto da estrutura da forma longa e irregular e forma granular do amido base do substrato ZP11 e (b) Foto da estrutura da forma da granulação do substrato à base de resina ZP100 (Yao, 2002)

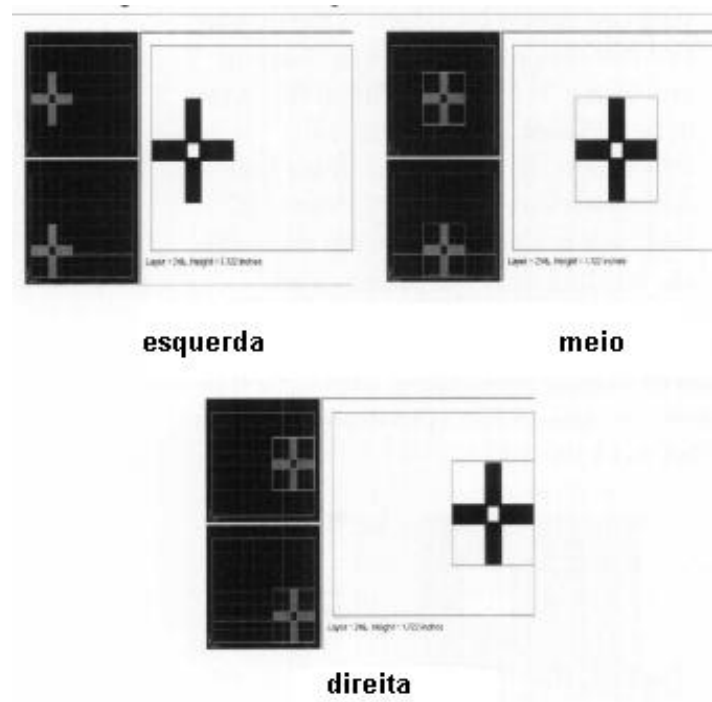


Figura 5.61 – Exemplo de diversos posicionamentos do modelo no equipamento (Yao, 2002)

Capítulo 6

Inspecção do biomodelo por digitalização

A **Figura 6.1** representa o diagrama esquemático da inspecção do biomodelo por digitalização. As etapas desenvolvidas neste capítulo são: conceituação, métodos e tipos de digitalização e aplicações em biomodelos.

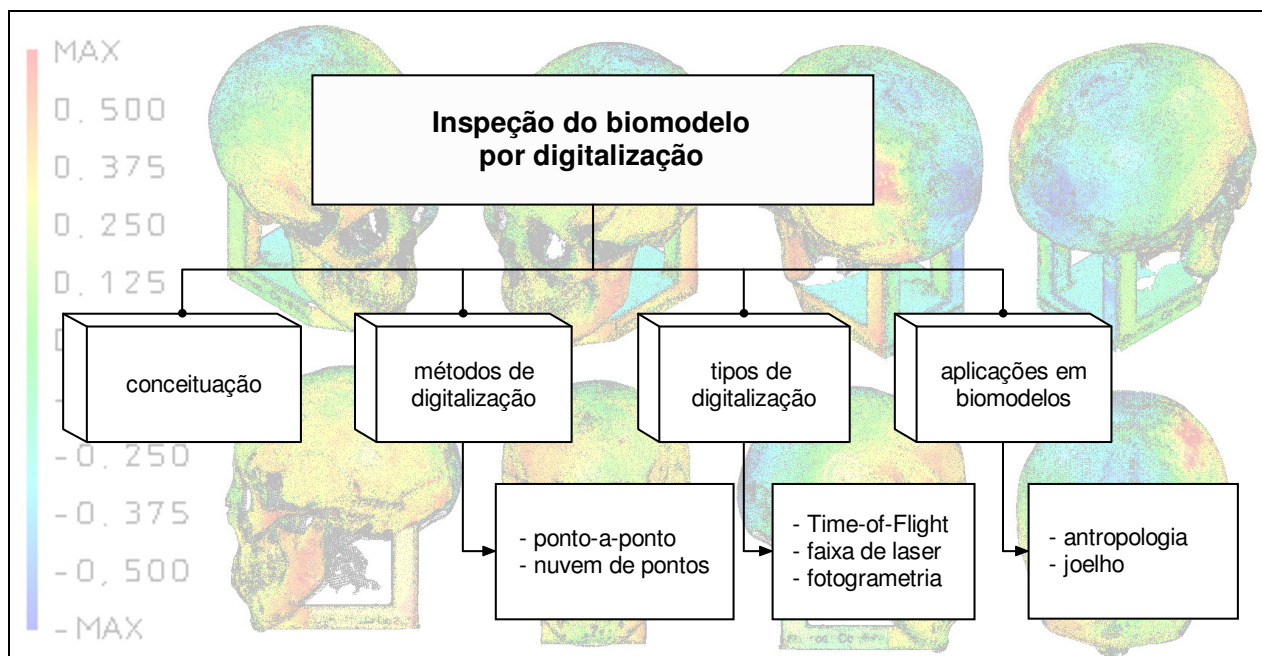


Figura 6.1 – Diagrama esquemático da inspecção do biomodelo por digitalização

6.1 Conceituação

O conceito de digitalização abrange principalmente o aspecto de capturar informações com base em pontos em um espaço 3D. O espaço onde o modelo físico encontra-se é referenciado a um sistema de coordenadas cartesianas. A seguir tem-se a conceituação sob o ponto de vista dos principais autores:

Dong-Fan (1996) – “A digitalização é o processo de captura de coordenadas de pontos das superfícies da peça. O resultado do processo de digitalização é uma nuvem de pontos 2D ou 3D, armazenados como uma imagem.”

Champ (1994) – “A digitalização a *laser* é um método rápido e eficiente para a engenharia reversa de superfícies complexas. A técnica é muito utilizada em modelos como *clay* (argila) e espuma. Imagens por alcance, ou *range images* como são conhecidas, são capturadas usando esta técnica e podem criar cópias em escala ou auxiliarem na construção do modelo CAD 3D.”

Boehler (2001) – “Um *scanner* 3D ou equipamento de digitalização registra coordenadas 3D de números pontos sobre a superfície de um objeto em um período de tempo relativamente curto.”

6.2 Métodos de digitalização

Existem duas maneiras de capturar pontos de um modelo: a primeira é por contato físico (um componente físico conhecido como “*probe*” toca o produto e copia seu perfil); a segunda, sem contato físico (recursos ópticos e/ou sensores de luz projetam feixes de luz sobre o produto). Uma vez determinada a maneira como os pontos serão capturados, o segundo passo é escolher o método de digitalização de pontos. Os dois principais métodos para esta captura de pontos são: ponto-a-ponto e nuvem de pontos. Apresenta-se a seguir a definição de cada um deles:

6.2.1 Digitalização ponto-a-ponto

Segundo **Vinarub** (1992) a digitalização ponto-a-ponto é definida por uma varredura de dados coordenados e armazenados em um arquivo de pontos. Contudo, modelos complexos exigem uma reprodução exata e para este método o tempo requerido é significativamente alto. Estão disponíveis no mercado equipamentos manuais e automáticos, com apalpador ou sensores ópticos de luz. Cada um desses métodos é limitado por um ou outro destes itens: custo, confiabilidade, precisão ou tempo de trabalho. Em adição, os métodos ópticos requerem correções constantes para as profundidades e distâncias no eixo Z variando ao longo da digitalização.

6.2.2 Digitalização por nuvem de pontos

Segundo **Boehler** (2001) a digitalização por nuvem de pontos é um método onde vários pontos são capturados simultaneamente, o que torna o processo mais rápido do que a digitalização ponto-a-ponto. O método mais comum de digitalização por nuvem de pontos parte do princípio de projetar uma faixa de *laser* sobre o objeto. A digitalização, ou seja, a varredura de pontos, é feita usando-se um ou dois espelhos que permitem mudanças do ângulo de deflexão em pequenos incrementos. Com isso, o objeto e/ou o instrumento podem ser rotacionados para alcançar a varredura completa dos pontos tridimensionais. Alta precisão na configuração dos ângulos é um fator muito importante, uma vez que os ângulos juntos com a medição de distâncias determinam a posição do ponto de reflexão.

6.3 Tipos de digitalização

Existem vários tipos de equipamentos de digitalização que podem atender desde peças muito pequenas até dimensões gigantescas. Existem equipamentos que trabalham com princípios de operação diferentes, como luz, foto-sensores e etc. O objetivo deste capítulo é abordar as diferenças de um equipamento de digitalização, principalmente relacionadas ao seu princípio de operação.

Para **Boehler** (1999) existem dois princípios diferentes para medir distâncias: os equipamentos de digitalização a *laser* por alcance (*ranging laser*) utilizam o princípio conhecido como *time-of-flight*. Instrumentos que utilizam câmeras CCD são baseados no princípio de **triangulação**. O equipamento de digitalização por **fotogrametria ou área based systems** também será abordado neste capítulo. Apesar de classificado por Boehler como um equipamento de triangulação, sua estrutura trabalha com projeção por franjas e por isso, será avaliado separadamente.

6.3.1 Time-of-Flight

Um curto impulso elétrico dispara um diodo semiconductor de *laser* para emitir um pulso de luz. A luz emitida passa por uma lente, que produz um finíssimo raio de *laser*. O raio *laser* é devolvido pelo objeto, espalhando alguns raios pela lente receptiva por um fotodiodo, que cria um pulso elétrico (**Figura 6.2**). O intervalo de tempo entre os dois pulsos elétricos (transmissor e receptor) é usado para calcular a distância do objeto, usando a velocidade da luz como uma constante (**Banner Engineering**, 2003).

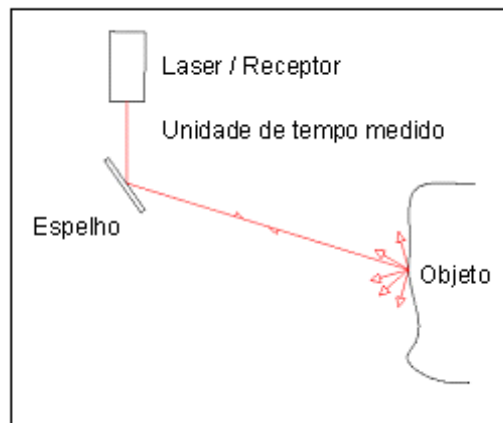


Figura 6.2 – Princípio de operação – *Time-of-Flight* (Boehler, 1999)

Pulsos múltiplos são avaliados por um microprocessador do sensor, que calcula o valor de saída aproximado. A saída analógica promove um sinal variável que é proporcional à posição do objeto dentro do limite da janela analógica programável. Uma saída discreta permite a passagem da energia em qualquer lugar onde o objeto esteja dentro da janela. A janela para saída analógica e discreta pode ser a mesma, ou elas podem ser programadas independentemente.

6.3.2 Digitalização por faixa de *laser* (Triangulação)

Este grupo de equipamentos de digitalização é baseado no princípio da triangulação simples. Um ponto ou faixa de *laser* é projetado sobre a superfície do objeto (**Figura 6.3**, item a) e é registrado por uma ou mais câmeras CCDs. O ângulo de raio de luz a partir do *scanner* é registrado internamente. O comprimento da base entre a origem do *laser* e a base é fixo e conhecido a partir da calibração. A distância entre o objeto e o equipamento é geometricamente determinada pelo ângulo registrado e o comprimento da base (**Figura 6.3**, item b). Este tipo de *scanner* alcança pontos 3D com um desvio padrão menor do que um milímetro para distâncias muito próximas (menores do que dois metros). A precisão depende tanto do comprimento da base do *scanner* quanto da distância do objeto. Com o comprimento da base fixo, o desvio padrão de distância medida pode incrementar proporcionalmente ao quadrado da distância (**Boehler**, 1999).

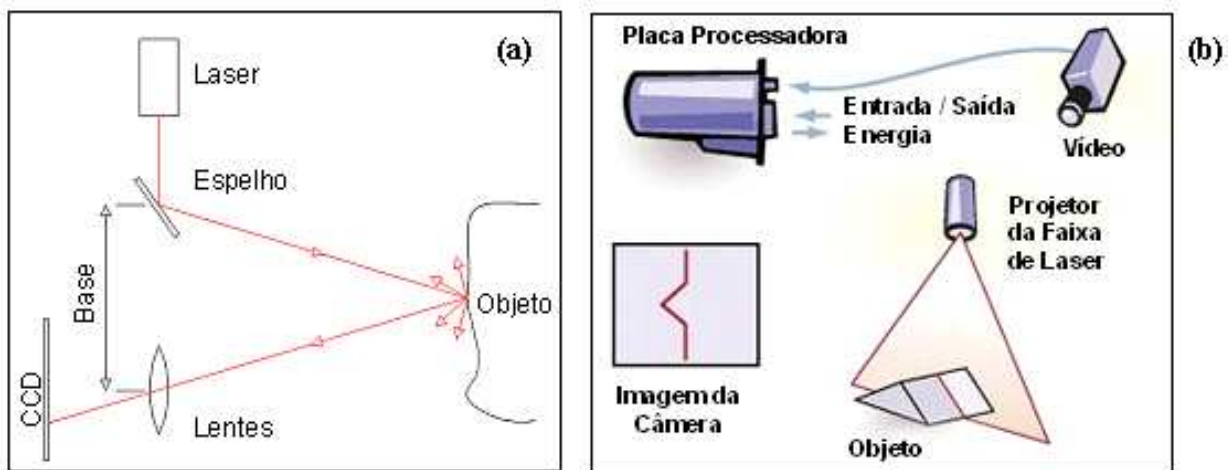


Figura 6.3 – Digitalização por faixa de *laser*: (a) princípio de operação com triangulação por uma câmera (Boehler, 1999) e (b) princípio de operação de uma digitalização por faixa de *laser* (3DScanners, 2001)

6.3.3 Fotogrametria ou *Area Based Systems* ou triangulação com duas câmeras

O objetivo desta análise é apresentar a tecnologia de digitalização por projeção de franjas. Durante a pesquisa foram encontrados três nomes correspondentes a esta tecnologia: fotogrametria, *Area Based Systems* e triangulação com duas câmeras. Como a literatura encontrada não apresentou uma correlação explícita entre as três tecnologias, decidiu-se apresentar aqui a definição de cada uma delas.

A **fotogrametria** como o próprio nome diz, é uma técnica de medição de coordenadas 3D que usa fotografias como base para a metrologia (Medição). A fotografia descreve os princípios fotográficos envolvidos na fotogrametria, enquanto que a metrologia descreve as técnicas para produzir coordenadas tridimensionais a partir de fotografias bidimensionais.

O processo fotogramétrico consiste na projeção de vários padrões de franjas sobre a superfície do objeto a ser digitalizado e captado por duas câmeras posicionadas em ângulo de visão diferentes (**Figura 6.4**, item a). Com o auxílio do processamento digital de imagens e baseado no princípio de triangulação, as coordenadas 3D são computadas independentemente e as imagens podem ser calibradas simultaneamente durante a medição (**Gom**, 2003).

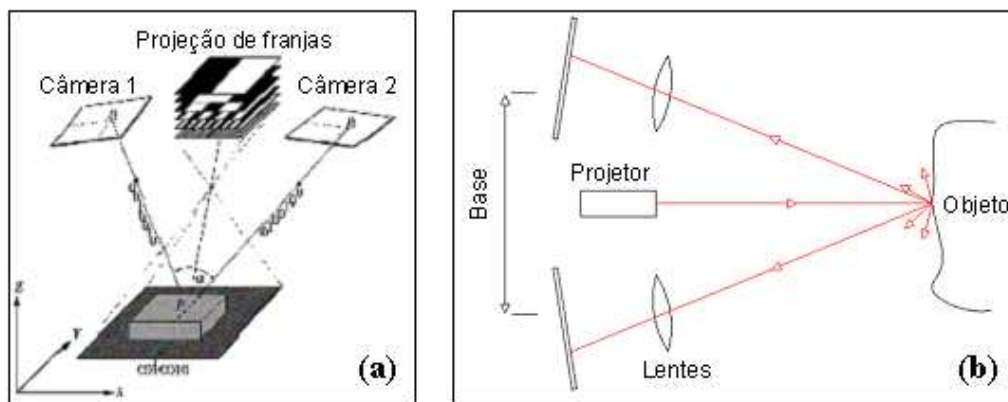


Figura 6.4 – Fotogrametria: (a) projeção de padrões de franjas (GOM, 2003) e (b) princípio de operação com duas câmeras (Boehler, 2001)

A variação do princípio de **triangulação** é a utilização **de duas câmeras**. O ponto ou padrão projetado é gerado por projetores de luz separados, sem nenhuma função de medição. Uma larga variedade de soluções pode ser encontrada. A projeção consiste no movimento da luz ou linha, no movimento das franjas ou padrões, ou em um padrão estático arbitrário (**Figura 6.4**, item b). A solução geométrica é a mesma do princípio de uma única câmera, assim os resultados têm as mesmas características. Nem todos os equipamentos utilizam duas câmeras em alta velocidade de captura e nem todos produzem coordenadas 3D em tempo real (**Boehler**, 2001).

Area Based Systems tem como princípio de operação a digitalização de objetos a partir de uma série de *patches* (remendos ou retalhos), que são capturados por uma espécie de máquina

fotográfica. A maioria dos sistemas trabalha por projeção de um padrão sobre a superfície que é capturado por uma ou mais câmeras. As imagens resultantes são então comparadas e uma malha triangular tridimensional é calculada. O resultado é uma grade retangular de pontos que tem a forma da superfície. A digitalização total é formada retalho por retalho, pela movimentação da câmera em torno do objeto e isso gera uma série de sobreposições. Os retalhos são então adicionados em uma única nuvem de pontos. (Descam, 2003).

6.4 Exemplos de aplicação de digitalização em biomodelos

Um exemplo de aplicação é descrito por **Beer** (2007) em um estudo de fêmur. Neste trabalho o autor relata que embora técnicas avançadas de manufatura e engenharia tenham sido criadas primeiramente para atender os setores automotivo e aeroespacial, eles também promoveram benefícios significativos dentro da indústria médica. O uso da prototipagem rápida para modelos conceituais ou funcionais complexos está emergindo como um sistema de comunicação para manter o cliente envolvido em cada passo do processo de evolução de produto. Isto é vital no campo médico, enquanto permite aos cirurgiões discutir intervenções planejadas com pacientes, esquemas de seguro médico, etc. também permite que o trabalho preparatório possa ser feito, tendo como resultado uma operação ensaiada reduzindo tempos, o qual em essência acelera os resultados da produção do cirurgião poupando custos enormes. O uso de implantes customizados de titânio poderiam eliminar a necessidade de uso de osso colhido de um segundo local para reconstrução. Implantes personalizados também deveriam reduzir o tempo gasto fabricação ou modificação de itens para implantes não padronizados durante o curso de cirurgia.

Nesta pesquisa, o autor utilizou a tomografia computadorizada como uma plataforma de início, para permitir o desenvolvimento de modelos CAD 3D por operações de usinagem CAM ou de prototipagem rápida. O plano era obter dados do braço de um paciente saudável e as imagens de tomografia computadorizada refletiram suas um modelo padrão para ser usado. Um modelo 3D virtual do cotovelo seria então construído importando as imagens das fatias 2D. A geometria resultante seria convertida então no formato .STL sendo este preparado para a fabricação de um modelo físico utilizando prototipagem rápida ou CNC. A conversão de tomografia computadorizada para CAD ainda é um processo um pouco manual, enquanto

envolve a importação e conversão de dados de tomografia computadorizada pelo software de Mimics. *Thresholding* é executado para fazer a segmentação que é uma primeira definição do objeto e então é dividido em regiões de objetos separados. Alguma habilidade é requerida na seleção dos dados onde pixels precisam ser removidos para separar objetos.

O autor propôs ainda a verificação da precisão a partir dos dados originais do osso até os dados de tomografia computadorizada do arquivo .STL para fabricar o modelo em Poliamida de *nylon*, medições 3D e análise dos resultados foram obtidas a partir do osso de fêmur de cadáver. Usando o software de inspeção CopyCAD, foi analisada a precisão entre o arquivo exportado .STL a partir da tomografia computadorizada e do modelo do Femur em prototipagem rápida (produzido em material Prime Cast da EOS). Foram feitas medições 500,000 posições usando um *scanner* de toque (probe). Além disso, fora dos 500.000 pontos, 50% tiveram uma magnitude de erros abaixo de 0,2333mm, 85% tiveram uma magnitude de erros abaixo de 0,4152 erros e 96% dos erros abaixo de 0,5972mm. A partir disso, a precisão entre o fêmur de Prime Cast 100 e o fêmur humano original também foram analisados. Além disso, fora dos 500.000 pontos, 50% tiveram uma magnitude abaixo de 0,8324mm, 91% tiveram uma magnitude abaixo de 1.2097 erros e 97% dos erros abaixo de 1.5869mm que eram à satisfação dos cirurgiões envolvidos. A **Figura 6.5** mostra imagens típicas obtidas do software CopyCAD durante o processo de avaliação de erro. Nestes imagens, as áreas de pior divergência são mostradas em tons mais fortes.

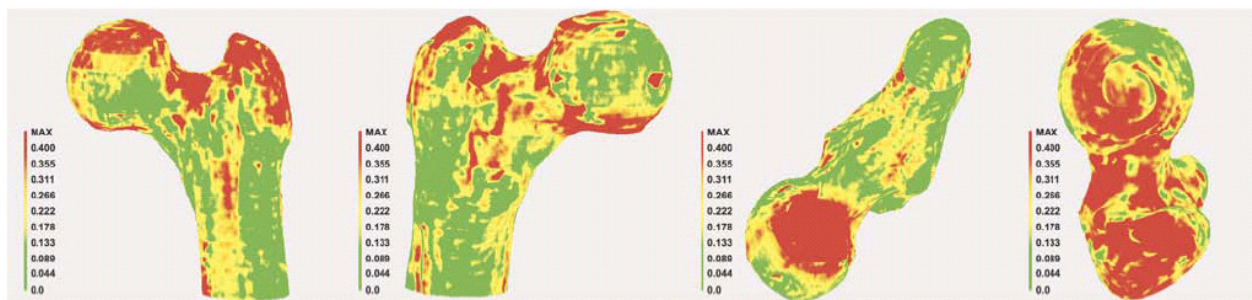


Figura 6.5 – Exemplo de imagens da análise de erros do modelo (Beer, 2007)

Travis (2006) desenvolveu uma pesquisa onde buscou retratar o uso da digitalização e da tomografia computadorizada em biomodelos para fins de estudo das limitações e das possibilidades de uso. O objetivo do autor foi explorar o papel de impressão tridimensional (3DP)

em antropologia biológica. Para o autor, entender como esta tecnologia pode ser usada para aumentar a compreensão de antropologia biológica requer três considerações metodológicas básicas: (1) os tipos de aquisição de dados que podem ser utilizados para criar modelos virtuais passíveis de impressão tridimensional, (2) como o objeto original, modelo virtual e modelo impresso podem ser comparados dentro da extensão de uma pesquisa e (3) como o modelo impresso resultante pode aumentar a compreensão ou pode facilitar a disseminação de pesquisa em antropologia biológica. Foram utilizados estudos de caso para identificar estes assuntos metodológicos básicos e prover uma discussão maior do assunto (**Figura 6.6**). Neste trabalho, contudo, a comparação limitou-se ao uso de duas cores (uma para cada modelo) para verificar as diferenças dimensionais.

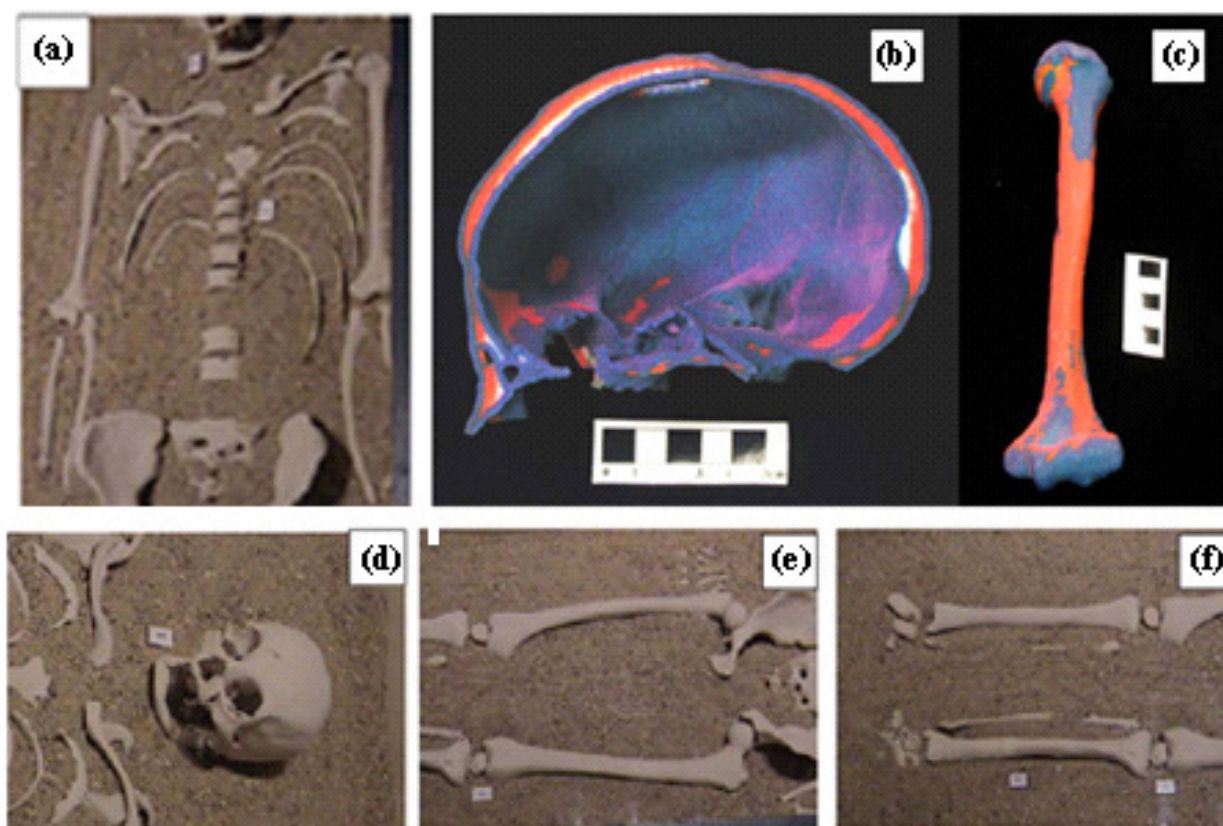


Figura 6.6 – Estudo de caso de antropologia biológica: (a), (d), (e) e (f) fotos do modelo analisado por Travis (2006) e (b) e (c) imagens dos protótipos em impressora tridimensional das comparações (apenas em duas cores, uma para cada modelo)

6.5 Definições de pontos de medição

Uma pesquisa bastante interessante realizada na PUC-RS por **Silva** (2004) mostra a verificação dimensional através de medições lineares. Nesta pesquisa o autor propõe a medição dos pontos anatômicos dos biomodelos através de paquímetro. A **Figura 6.7** ilustra estes pontos. A **Tabela 6.1** descreve as siglas e definições dos pontos anatômicos mencionados.

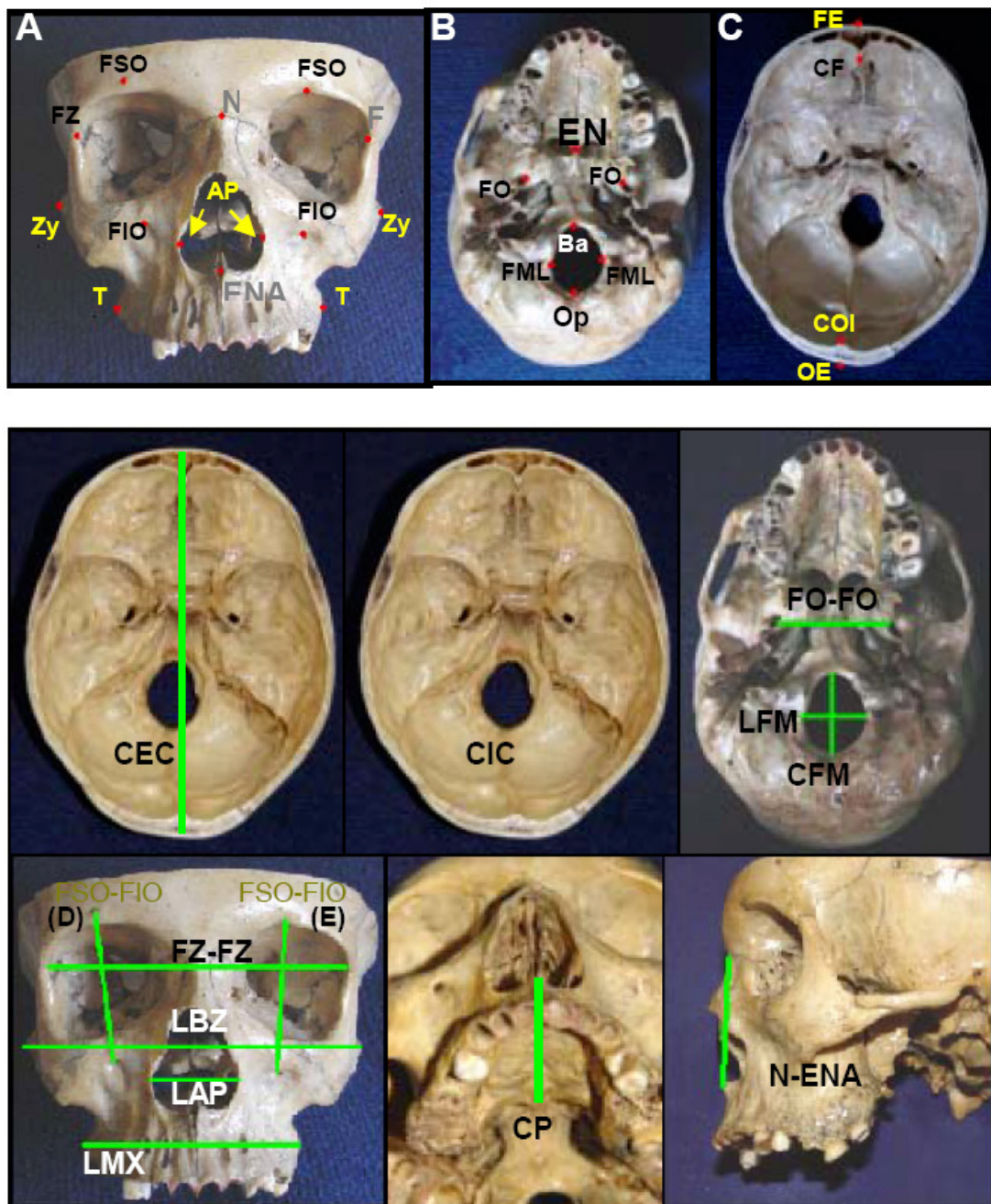


Figura 6.7 – Pontos anatômicos para medidas lineares no complexo craniomaxilar (Silva, 2004)

Tabela 6.1 – Pontos anatômicos para medidas lineares no complexo craniomaxilar (Silva, 2004)

Pontos anatômicos para medidas lineares no complexo craniomaxilar	
Nomenclatura	Descrição
AP (Abertura piriforme)	Ponto situado na extremidade lateral da abertura piriforme, bilateralmente
Ba (Básio)	Ponto mediano na margem anterior do forame magno
CF (Crista frontal)	Ponto localizado na região mais proeminente da crista frontal
COI (Crista occipital interna)	Ponto localizado na região mais proeminente da crista occipital interna
ENA (Espinha nasal anterior)	Ápice da espinha nasal anterior
ENP (Espinha nasal posterior)	Ápice da espinha nasal posterior
FE (Frontal externo)	Ponto localizado na extremidade anterior do osso frontal, na linha média
FIO (Forame infra-orbital)	Margem superior do forame infra-orbital, bilateralmente
FML (Forame magno lateral)	Ponto situado na extremidade lateral do forame magno, bilateralmente
FO (Forame oval)	Ponto situado na margem medial do forame oval, bilateralmente
FSO (Forame ou incisura supra-orbital)	Margem inferior do forame ou incisura supra-orbital, bilateralmente
FZ (Frontozigomático)	Ponto situado na extremidade medial da sutura frontozigomática, bilateralmente
N (Násio)	Ponto situado na intersecção da sutura internasal com a sutura frontonasal
OE (Occipital externo)	Ponto localizado na extremidade posterior do osso occipital, na linha média
OP (Opístio)	Ponto mediano na margem posterior do forame magno
T (Túber)	Ponto localizado na extremidade lateral do túber da maxila, bilateralmente
Zy (<i>Zygion</i>)	Ponto situado na extremidade lateral do arco zigomático, bilateralmente
Medidas externas (horizontais)	
Comprimento externo do crânio (CEC)	Comprimento anteroposterior da tábua óssea externa do crânio – distância entre os pontos FE e OE
Comprimento do palato (CP)	Distância entre os pontos ENA e ENP
FO-FO	Distância entre os pontos FO direito e esquerdo
Largura bizigomática (LBZ)	Distância entre os pontos ZY direito e esquerdo
Largura da Maxila (LMX)	Distância entre os pontos T direito e esquerdo
Medidas internas (horizontais)	
Comprimento do forame magno (CFM)	Comprimento anteroposterior do forame magno, distância entre os pontos Ba e Op
Comprimento interno do crânio (CIC)	Comprimento anteroposterior da tábua óssea interna do crânio – distância entre os pontos CF e COI
FZ-FZ	Distância entre os pontos FZ direito e esquerdo
Largura da abertura piriforme (LAP)	Distância entre os pontos AP direito e esquerdo
Largura do forame magno (LFM)	Maior diâmetro do forame magno, no sentido laterolateral, distância entre os pontos FML direito e esquerdo
Medidas verticais	
FSO-FIO (D)	Distância entre os pontos FSO e FIO, do lado direito
FSO-FIO (E)	Distância entre os pontos FSO e FIO, do lado esquerdo
N-ENA	Distância entre os pontos N e ENA

Capítulo 7

Análise Experimental

7.1 Descrição da metodologia

7.1.1 Introdução

O **problema** identificado foi traduzido na seguinte questão: “Considerando a complexidade anatômica da região do crânio, as técnicas de prototipagem rápida reproduzem, com precisão, as dimensões e os detalhes anatômicos a partir de imagens de tomografia computadorizada?”

A **hipótese** formulada foi apresentada como a seguinte afirmação: “Os biomodelos confeccionados por Prototipagem Rápida, em especial pela impressão tridimensional, a partir de dados de tomografia computadorizada, reproduzem a anatomia do crânio, com erro dimensional aceitável, sendo possível a mensuração através de métodos de comparação.”

As tecnologias envolvidas na metodologia desta pesquisa são: (1) a **Prototipagem Rápida** que é uma tecnologia da engenharia mecânica e tem sido utilizada para produzir protótipos físicos, conhecidos como biomodelos para auxiliar o planejamento cirúrgico, onde as informações da anatomia são obtidas através de exames de imagem; (2) a **Tomografia Computadorizada** utilizada para obter os dados utilizados para formar o modelo virtual; (3) a

segmentação de imagens que possibilita a conversão da tomografia em modelo tridimensional; (4) a tecnologia de **digitalização** que tem como principal finalidade a captura de coordenadas de pontos da superfície de um modelo, resultando em uma nuvem de pontos e (5) a **inspeção por comparação** que possibilita a inspeção tridimensional pela comparação entre modelos.

7.1.2 Metodologia aplicada

A etapa laboratorial desta pesquisa consistiu na obtenção de réplicas de 3 modelos de crânio, utilizando técnicas de Prototipagem Rápida, para análise do erro dimensional através de inspeção por comparação (incluindo digitalização). A metodologia aplicada está ilustrada na **Figura 2.1**. A comparação por digitalização é a principal contribuição deste trabalho.

Esta metodologia consistiu em um primeiro nível na identificação das etapas do processo. No segundo nível, cada etapa proposta foi desmembrada em tarefas. A **Figura 7.1** ilustra as tarefas de cada etapa do processo.

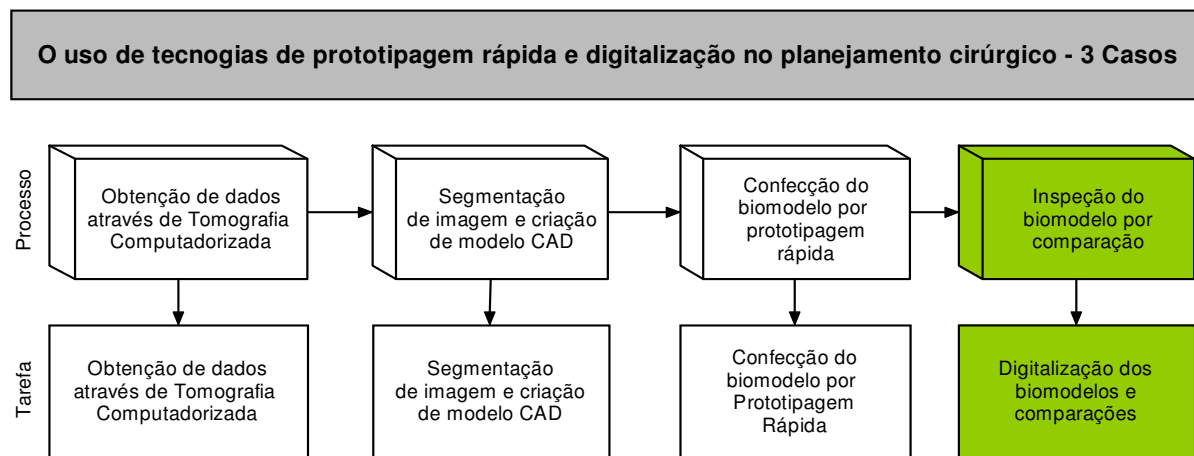


Figura 7.1 – Desdobramento em tarefas da metodologia de trabalho

A metodologia foi dividida em quatro etapas de trabalho: (1) a **aquisição de imagens** por Tomografia Computadorizada; (2) a **segmentação das imagens** dando origem aos modelos virtuais (utilizando três softwares InVesalius, Analyze, ScanIP); a (3) a **confeção dos protótipos** (utilizando três equipamentos de prototipagem: sendo um de SLS, e dois de 3DP com suas respectivas matérias-primas) e (4) a **comparação entre modelos** virtuais e físicos

(utilizando dois equipamentos de digitalização: ModelMaker e Orcus e quatro softwares de comparação: CopyCAD, ModelMaker, Geomagic e Accurex). Os modelos foram comparados aos pares, sendo os resultados apresentados em forma de mapas de cores com as diferenças tridimensionais encontradas. A **Figura 7.2** ilustra este desdobramento.

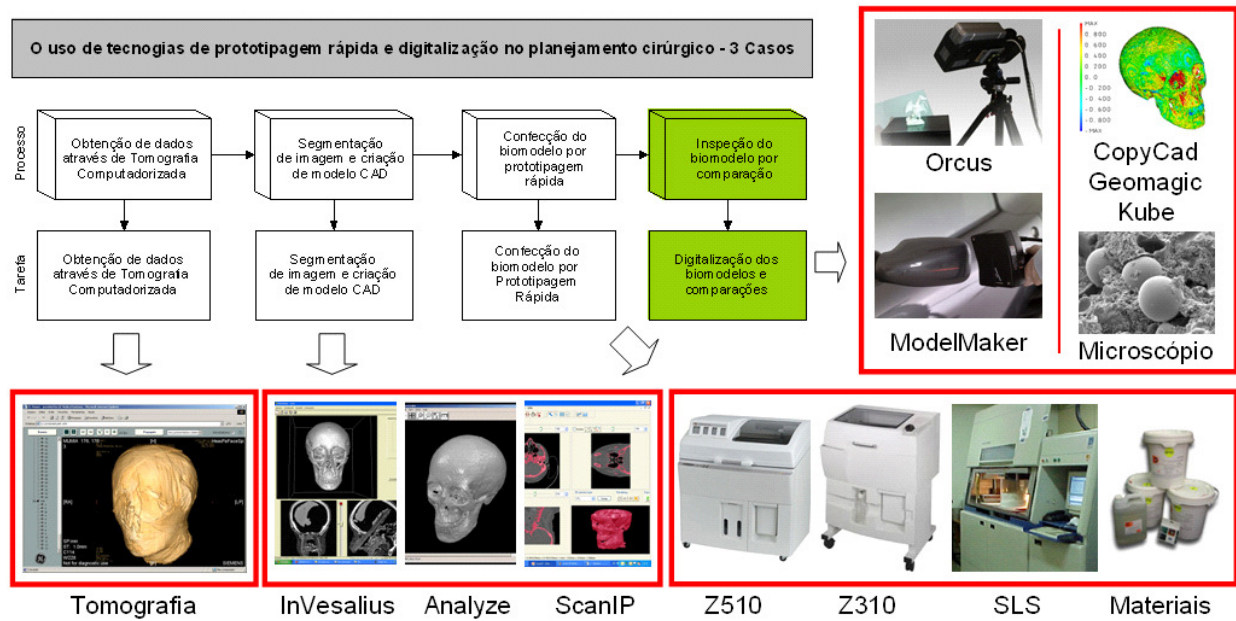


Figura 7.2 – Metodologia de trabalho desta pesquisa (análise de 3 estudos de casos, sendo a metodologia dividida em 4 etapas incluindo as tarefas relacionadas e seus desdobramentos)

7.1.3 Recursos utilizados

Os recursos utilizados estão descritos a seguir.

7.1.3.1 Tomógrafo

Dois equipamentos de tomografia computadorizada foram utilizados nesta pesquisa. O primeiro, utilizado para aquisição das imagens da múmia é um tomógrafo Siemens do fabricante Siemens modelo Volume Zoom. O segundo, também é do fabricante Siemens, sendo o modelo Emotion. Os parâmetros utilizados para obtenção dos dados estão relacionados na **Tabela 7.1**.

Tabela 7.1 – Parâmetros para aquisição da imagem tomográfica dos casos

Parâmetros para aquisição da imagem tomográfica dos casos			
Descrição	Caso I – Múmia	Caso II	Caso III
Data	24/05/2004	13/06/2006	03/07/2006
Modalidade	CT	CT	CT
Modo	axial	axial	axial
Fabricante	Siemens	Siemens	Siemens
Modelo	Volume Zoom	Emotion	Emotion
Instituição	CDPI	HC FMRP USP	HC FMRP USP
Espessura da camada	1 mm	2 mm	2 mm
Corrente (kVp)	120	130	130
Inclinação do <i>gantry</i>	0°	0°	0°
Posição do paciente	HFS	HFS	HFS
Número de camadas	304	138	158
Tamanho de <i>pitch</i>	0.43164063	0.4296875	0.453125
Matriz	512 x 512	512 x 512	512 x 512

7.1.3.2 *Softwares* de segmentação

Os arquivos DICOM, contendo as imagens tomográficas, foram acessados, utilizando os *softwares* de segmentação de imagens InVesalius, Analyze e ScanIP. As imagens foram manipuladas em um computador portátil marca Dell, modelo M65, processador Intel Core 2 Duo T5500 (2MB L2 Cache, 1.66Ghz, 667Mhz), memória de 2GB (DDR2, 667MHZ, 2X1GB), Sistema Operacional Windows XP Professional, disco rígido de 100GB (9.5 mm, 7200 rpm), placa gráfica NVIDIA Quadro FX 350M (512MB Turbocache, OpenGL), obedecendo os requisitos exigidos pelos fabricantes para que os *softwares* opere adequadamente.

O software de segmentação de imagens **InVesalius** foi desenvolvido pelo CenPRA (Centro de Pesquisas Renato Archer), por intermédio do Projeto de Prototipagem Rápida em Medicina – PROMED, seguindo a política do *software* livre. A licença de uso foi disponibilizada para a pesquisadora.

O software de segmentação de imagens **Analyze** também foi utilizado neste trabalho. Segundo a Mayo Foundation (2002), este software oferece recursos para manipulação de uma variedade de imagens biomédicas multidimensionais. A licença utilizada no projeto foi a licença disponível para o CenPRA.

O software de segmentação de imagens **ScanIP** foi desenvolvido pela SimpleWare (Inglaterra). O software é um pacote para processamento de imagem que oferece uma gama de ferramentas para segmentação e visualização. A licença utilizada foi a licença da disponível para a Seacam, representante da empresa no Brasil. A **Figura 7.3** ilustra a tela dos *softwares* InVesalius e ScanIP.

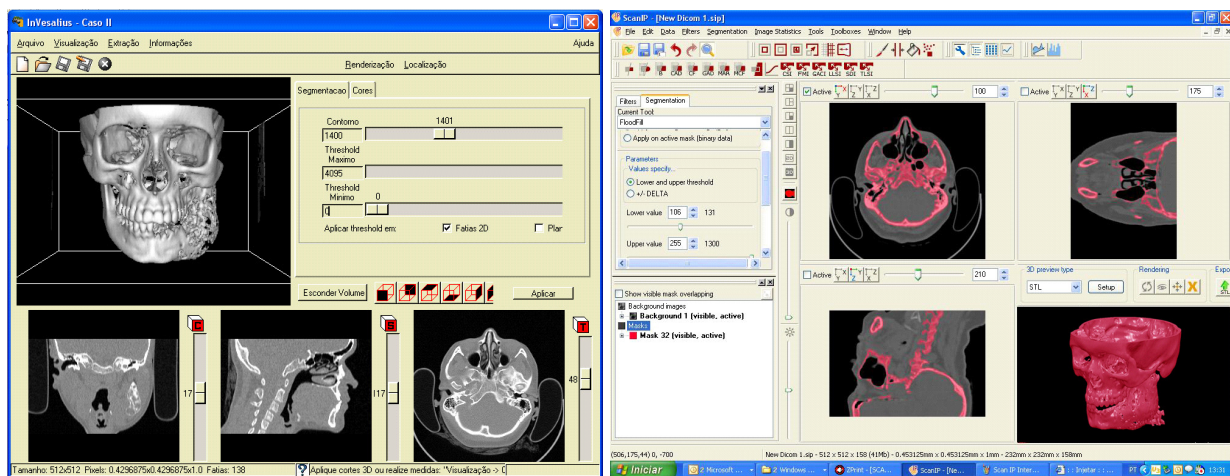


Figura 7.3 – Tela dos softwares InVesalius e ScanIP respectivamente

7.1.3.3 Equipamento de Prototipagem Rápida e materiais

Após a criação dos modelos virtuais, foram confeccionados os protótipos físicos. Os equipamentos de Prototipagem Rápida utilizados foram as impressora tridimensionais do fabricante ZCorporation, modelos Z310 e Z510 e o equipamento de SLS 3D Strategys. Os materiais utilizados para o processo da impressora tridimensional foram: ZP102/ZB58 e ZP130/ZB56, além do material PA 2200 para o equipamento de SLS. A **Figura 7.4** ilustra os equipamentos utilizados.



Figura 7.4 – Equipamentos de Prototipagem Rápida Z310, Z510 e SLS respectivamente

7.1.3.4 Equipamento de digitalização

Os equipamentos de digitalização utilizados foram ModelMaker e Orcus. O sistema de digitalização a laser **ModelMaker** (3DScanners, 2007) foi desenvolvido pela empresa 3DScanners (Inglaterra). Um sensor é acoplado a um braço articulado do fabricante Faro, modelo Gold. O equipamento utilizado pertence à empresa Seacam, representante do equipamento no Brasil. O sistema de digitalização por fotogrametria **Orcus** foi desenvolvido pela empresa Spatium (Brasil). Um projetor e um conjunto de câmeras captura as listras que são projetadas no modelo. O equipamento utilizado pertence à própria Spatium (Spatium, 2007). A **Figura 7.5** ilustra o equipamento ModelMaker.

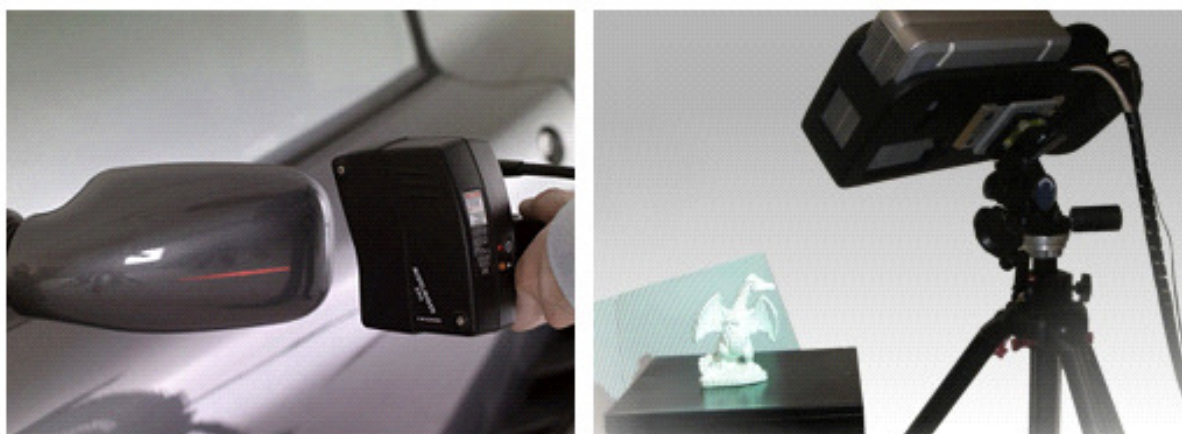


Figura 7.5 – Equipamentos de digitalização ModelMaker (3DScanners, 2007) e Orcus (Spatium, 2007) respectivamente

7.1.3.5 Softwares para comparação de erros

Os *softwares* utilizados para a comparação de erros foram: CopyCad, ModelMaker, Geomagic e Accurex. A **Figura 7.6** ilustra estes recursos.

O *software* **Copycad** é desenvolvido pela empresa Delcam (Inglaterra), sendo utilizado para manipulações de nuvens de pontos e triângulos. Nele é possível construir superfícies diretamente sobre a malha triangular formada pelos pontos. A licença utilizada é a disponível para a Seacam, representante do software no Brasil.

O *software* **Kube** é utilizado para manipular os dados recebidos pelo equipamento ModelMaker e também é desenvolvido pela 3DScanners (Inglaterra). Nele é possível fazer montagens, preencher regiões e fazer comparações entre modelos. A licença utilizada é a disponível para a Seacam, representante do software no Brasil.

O *software* **Geomagic** é utilizado para edição de nuvem de pontos e triângulos. Nele é possível fazer a comparação dos modelos, assim como edições avançadas de dados. A licença utilizada é a disponível para a Spatium.

O *software* **Accurex** é utilizado para verificação de imagens médicas. A licença utilizada esteve disponível por trinta dias no CenPRA.

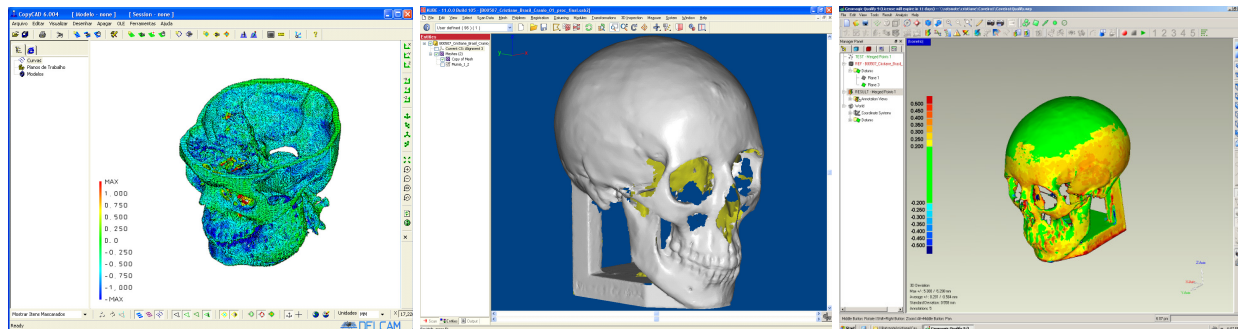


Figura 7.6 – *Softwares* de comparação Kube (ModelMaker) e Geomagic respectivamente

7.1.3.6 Microscópio e metalizador

O equipamento utilizado para as análises das imagens da estrutura dos materiais foi o microscópio eletrônico de varredura (microsonda) do fabricante Jeol, modelo JXA-840A - Electron Probe microanalyzer. Para a camada de cobertura em ouro foi utilizado o equipamento Metalizador por *Sputter* do fabricante Bal-Tec, modelo SCD050. O equipamento utilizado pertence ao laboratório de engenharia de materiais da Unicamp (FEM-DEMA).

7.1.4 Comparações tridimensionais e mapa de medidas

Este trabalho traz como contribuição a medição de toda a geometria tridimensional dos biomodelos. Assim é possível verificar se além das alterações dimensionais, os protótipos apresentam deformações na geometria, ocasionadas, por exemplo, pelo peso do protótipo, pela posição de construção ou ainda pelo tipo de equipamento escolhido (**Figura 7.7**). As medições são apresentadas como uma nuvem de pontos que cobrem todo o modelo. Também é apresentado um gráfico de cores que indica facilmente as variações mais significativas, além das tabelas com informações como desvio-padrão e porcentagem de pontos por faixa de erro.

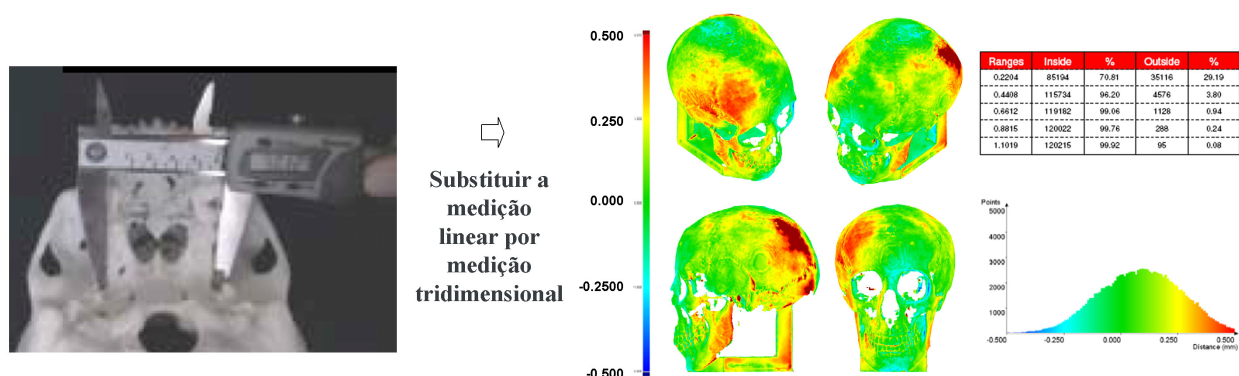


Figura 7.7 – Proposta deste trabalho: medição tridimensional dos biomodelos por comparação

7.2 Estudo de Caso I: Múmia

7.2.1 Introdução

O Estudo de Caso I é o mais completo dos três casos apresentados e refere-se ao modelo de crânio de uma múmia conhecida como “A Bela de Tebas”. Nele praticamente todas as comparações foram executadas.

Este modelo foi escolhido por várias razões: (1) por se tratar de um modelo que faz parte da nossa história; (2) por ser um modelo já utilizado em outros projetos de pesquisa com Prototipagem Rápida tendo alguns de seus dados já disponíveis e (3) por ter alguns protótipos de valor mais elevado (modelo em escala natural e em SLS) já confeccionados.

Segundo reportagem publicada no JB OnLine (2005), “A Bela de Tebas” é a face de uma mulher entre 19 e 25 anos, que viveu em Tebas, 600 anos antes da era cristã. Um projeto de reconstrução do rosto da múmia foi realizado entre 2004 e 2005 através de uma parceria entre o Museu Nacional do Rio de Janeiro, o Instituto Nacional de Tecnologia, a Fundação Oswaldo Cruz (Fiocruz) e o Centro de Pesquisas Renato Archer (CenPRA). Esta múmia foi adquirida ainda no século XIX, por dom Pedro II, interessado pelo Egito Antigo. Esta iniciativa fez parte de um projeto de tomografar o acervo de múmias egípcias do Museu Nacional da Quinta da Boa Vista, no Rio, e usar os resultados para reconstruir modelos humanos que possam devolver rosto e História a elas. As imagens tomográficas e o resultado do projeto que é uma escultura podem ser visualizados na **Figura 7.8**.

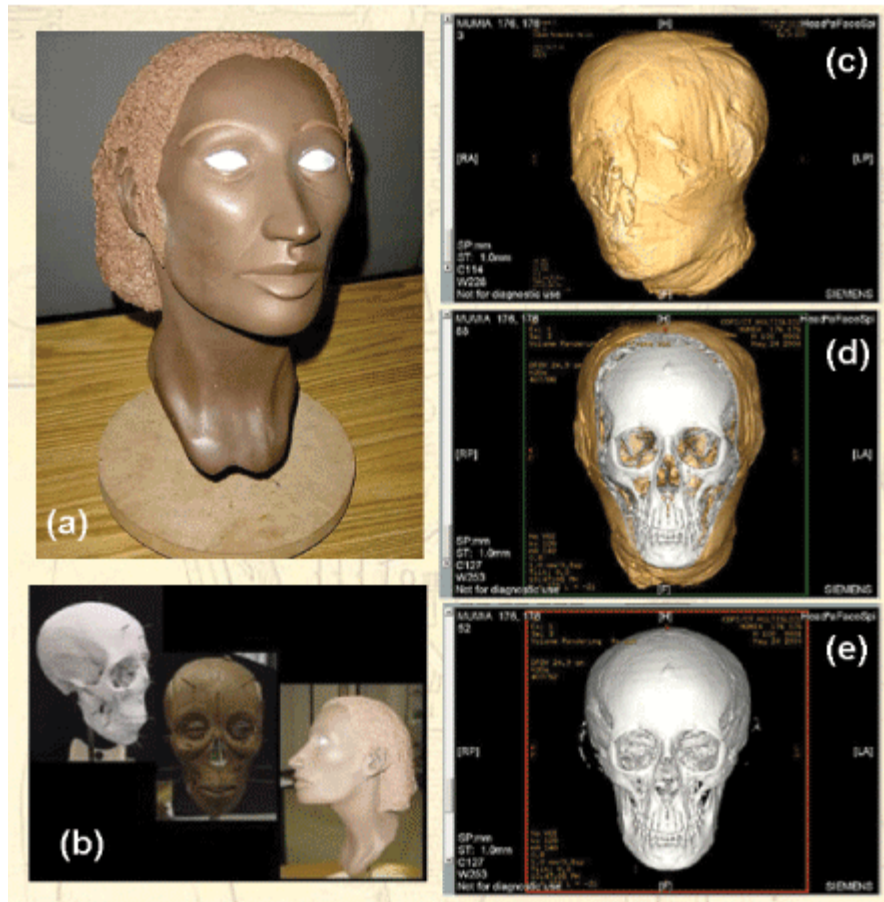


Figura 7.8 – Imagens do modelo da múmia “A Bela de Tebas”: (a) modelo em argila da reconstrução da face da múmia; (b) etapas da reconstrução (adaptado de JB Online, 2005); (c) (d) (e) imagens da tomografia computadorizada da face da múmia (cortesia CenPRA e Museu Nacional, 2007)

Um outro exemplo de aplicação da técnica de Prototipagem Rápida para reconstrução da face de uma múmia pode ser visualizado na **Figura 7.9**. Segundo reportagem publicada por **Siemens** (2007), os restos mortais do Faraó Tutankamon (monarca que reinou no Egito há 3 mil anos) foram encontrados em Cairo 1922. A figura ilustra em (a) modelo da reprodução da face; (b) pintura com a ilustração de Tutankamon; (c) esqueleto da múmia; (d) máscara de ouro de Tutakamon.

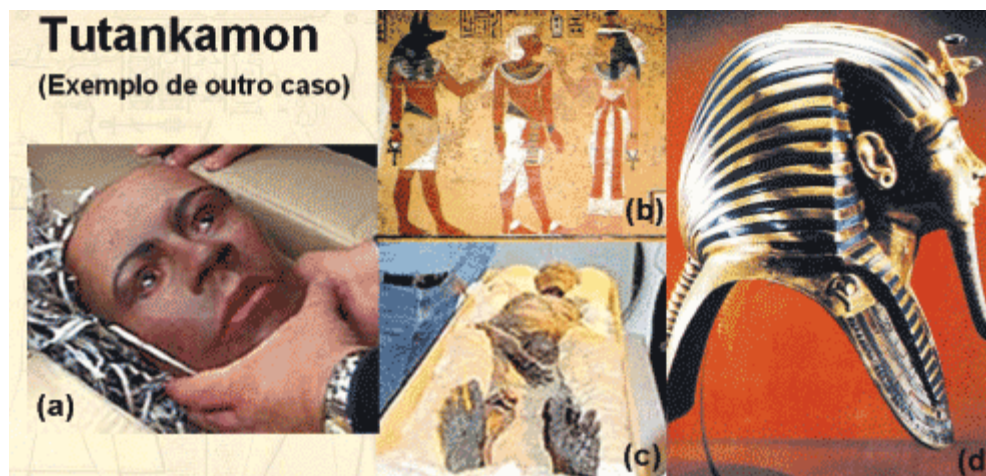


Figura 7.9 – Outro exemplo de aplicação das tecnologias de tomografia computadorizada e prototipagem para reprodução da múmia de Tutankamon: (a) modelo da reprodução da face; (b) pintura com a ilustração de Tutankamon; (c) esqueleto da múmia; (d) máscara de ouro de Tutakamon (adaptado de Siemens, 2007)

7.2.2 Descrição da metodologia do Estudo de Caso I

Para este estudo de caso foram confeccionados quatro protótipos utilizando técnicas de prototipagem rápida objetivando a análise do erro dimensional através de inspeção por comparação.

A metodologia foi dividida em quatro etapas de trabalho, cujas tarefas e desdobramentos podem ser observados na **Figura 7.10**: (1) aquisição de imagens por Tomografia Computadorizada; (2) segmentação das imagens dando origem aos modelos virtuais (utilizando dois softwares InVesalius, Analyze); (3) confecção dos protótipos (utilizando três equipamentos de prototipagem: sendo um de SLS, e dois de 3DP com suas respectivas matérias-primas) e (4) comparação entre modelos virtuais e físicos (utilizando dois equipamentos de digitalização: ModelMaker e Orcus e quatro softwares de comparação: CopyCAD, Kube (ModelMaker) e Geomagic). Os modelos foram comparados aos pares, sendo os resultados apresentados em forma de mapas de cores com as diferenças tridimensionais encontradas.

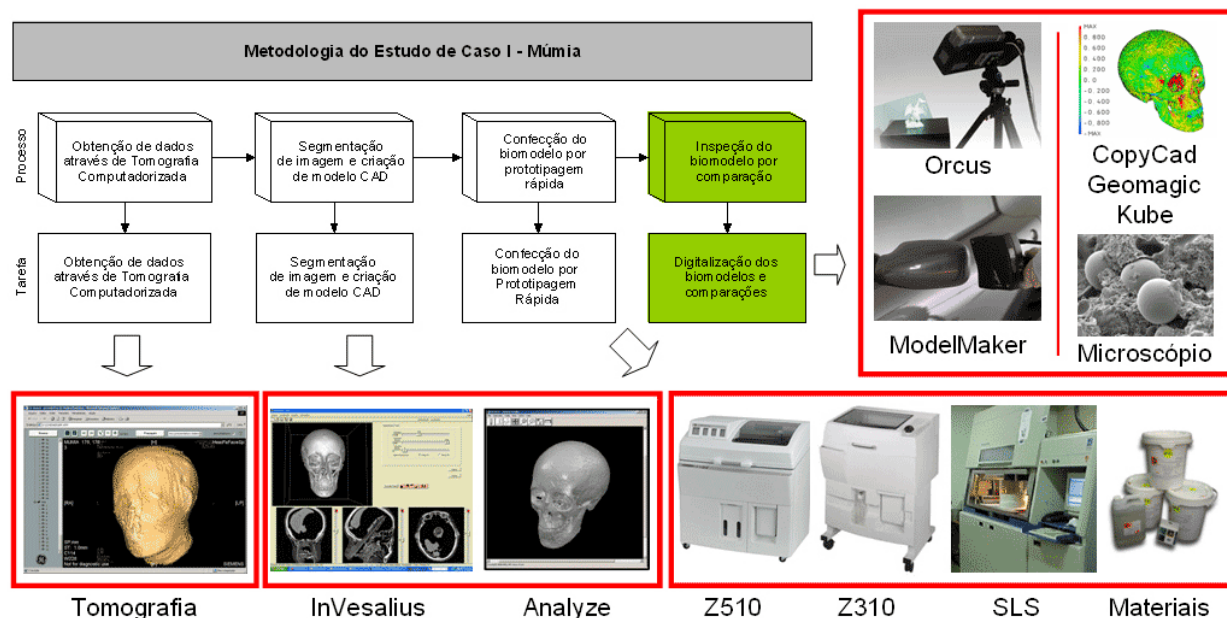


Figura 7.10 – Metodologia do Estudo de Caso I

7.2.3 Características dos protótipos

As características dos protótipos estão relacionadas na **Tabela 7.2**. Foram confeccionados quatro protótipos utilizando as tecnologias de Prototipagem Rápida por SLS e 3DP. Três protótipos foram confeccionados em escala reduzida com o objetivo de minimizar os custos deste projeto. Contudo, a observação de um modelo em escala natural (1:1) é de fundamental importância para validar as análises desejadas. Foi escolhido então, um estudo de caso que já tivesse o protótipo construído. A múmia deste caso, já estava confeccionada em SLS em escala reduzida (1:2) e também em escala natural (1:1).

Os custos dos protótipos também variam de acordo com cada tecnologia, sendo os valores estimados para a construção de um protótipo variam de R\$ 625,00 (US\$ 270,00) até R\$ 1.500, (US\$ 850,00). O tempo de execução estimado varia de 2 horas a 10 horas.

Tabela 7.2 – Características dos protótipos do Estudo de Caso I – Múmia

Características dos protótipos do Estudo de Caso I – Múmia				
Protótipos	Crânio 1	Crânio 3	Crânio 5	Crânio Grande
Características físicas	Construído por impressão tridimensional no equipamento Z310, com os materiais ZP102/ZB56 na escala 1:2	Construído por impressão tridimensional no equipamento Z510, com os materiais ZP130/ZB58 na escala 1:2	Construído por sinterização a laser no equipamento SLS, com o material PA2200 na escala 1:2	Construído por impressão tridimensional no equipamento Z310, com os materiais ZP102/ZB56 na escala 1:1
Foto do protótipo				
Área	748 cm ²	748 cm ²	748 cm ²	2.500 cm ²
Volume	85 cm ³	85 cm ³	85 cm ³	456 cm ³
Tempo de confecção	2 horas	2 horas	10 horas	7 horas
Custo estimado	R\$ 625,00 (US\$ 270,00)	R\$ 625,00 (US\$ 270,00)	R\$ 850,00 (US\$ 370,00)	R\$ 1.500,00 (US\$ 850,00)

7.2.4 Obtenção de dados através de tomografia computadorizada

Nesta etapa do processo, os dados foram obtidos através de exame de Tomografia Computadorizada. Como o modelo da múmia “A Bela de Tebas” já havia sido utilizado em outro projeto de pesquisa, os dados da Tomografia Computadorizada foram fornecidos pelo Museu Nacional do Rio de Janeiro diretamente para o CenPRA para a conversão em modelo tridimensional.

7.2.5 Segmentação de imagem e criação de modelo CAD

Nesta etapa do processo, foi realizada a segmentação de imagens e a criação do modelo CAD 3D. Esta etapa do projeto foi realizada no CenPRA, utilizando os *softwares* InVesalius e

Analyze (com as licenças da própria instituição). Os resultados obtidos foram dois modelos virtuais do crânio da múmia que foram utilizados neste caso para a confecção dos protótipos e posteriores comparações. A **Figura 7.11** ilustra os modelos obtidos.

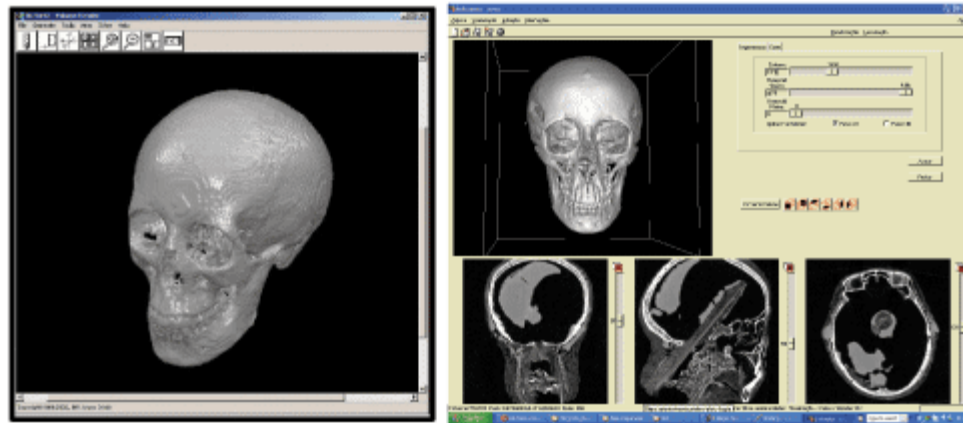


Figura 7.11 – Imagens dos modelos virtuais da múmia obtidos nos *softwares* de segmentação Analyze e InVesalius (imagens cedidas pelo CenPRA)

7.2.6 Comparações do Estudo de Caso I

Foram confeccionados dois protótipos virtuais, quatro protótipos físicos (**Figura 7.12**).

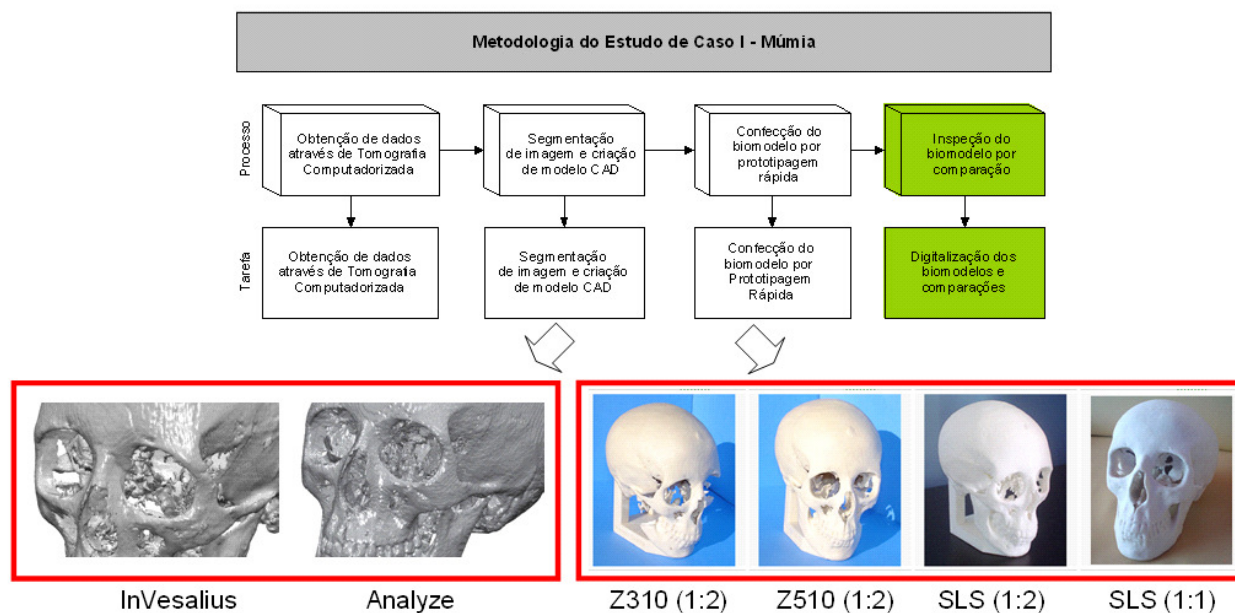


Figura 7.12 – Obtenção dos modelos virtuais e físicos – Caso I

A seguir são apresentadas as informações das comparações deste estudo de caso. Foram realizadas treze comparações, apresentadas na **Tabela 7.3**.

Tabela 7.3 – Resumo das comparações do estudo de Caso I

Comparações do Estudo de Caso I – Múmia		
Comparações	Objetivos	Variáveis
Caso I.01	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)	Segmentação: InVesalius Segmentação: Analyze
Caso I.02	Identificar as diferenças dimensionais entre equipamentos de prototipagem rápida diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)	Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58
Caso I.03		Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 5: SLS/PA2200
Caso I.04		Crânio 3: Z510/ZP130/ZB56 Crânio 5: SLS/PA2200
Caso I.05		Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Protótipo virtual: InVesalius
Caso I.06	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação (Caso I)	Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58 Protótipo virtual: InVesalius
Caso I.07		Crânio 5: SLS/PA2200 Protótipo virtual: InVesalius
Caso I.08	Identificar as diferenças dimensionais entre dois equipamentos de digitalização diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)	Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Digitalização: ModelMaker Digitalização: Orcus
Caso I.09		Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58 Digitalização: ModelMaker Digitalização: Orcus
Caso I.10	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação na escala natural (Caso I)	Crânio grande: Z310/ZP102/ZB56 Protótipo virtual: InVesalius
Caso I.11	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação equipamento microscópio e metalizador (Caso I)	Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Microscópio/metalizador
Caso I.12		Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58 Microscópio/metalizador
Caso I.13	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação máquina fotográfica (Caso I)	Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58 Crânio 5: SLS/PA2200 Crânio Grande: Z310/ZP102/ZB56

Tabela 7.4 – Tabela de Comparações – Caso I.01

Caso I.01 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:1	Software de Segmentação	InVesalius x Analyze
Equipamento Digitalização	Não utilizado		Equipamento Prototipagem Rápida	Não utilizado
Software de Comparação	CopyCad		Dimensões: 155, x 183,24 x 215,54 72% dos pontos têm erro < 0,7553 93% dos pontos têm erro < 2,0550 97% dos pontos têm erro < 3,3547	Desvio-padrão: 1,2997 Erro principal: 0,7553 Total de pontos: 525.920
	Kube		83% dos pontos têm erro < 0,6444 95% dos pontos têm erro < 1,2888 97% dos pontos têm erro < 1,9332	Desvio-padrão: 0,6444 Erro médio: 0,2645

Comparação CopyCad

Ranges	Inside	%	Outside	%
0.6444	183689	83.15	37218	16.85
1.2888	209266	94.73	11641	5.27
1.9332	214498	97.10	6409	2.90
2.5776	218658	98.98	2249	1.02
3.2220	220907	100.00	0	0.00

Statistics

Standard Deviation: 0.6444
Minimum: -2.9996
Maximum: 2.9999
Average: 0.2645

Tabela 7.5 – Tabela de Comparações – Caso I.02

Caso I.02 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre equipamentos de prototipagem rápida diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker	Equipamento Prototipagem Rápida	Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58	
Software de Comparação		Dimensões: 73,32 x 91,56 x 102,06	Desvio-padrão: 1,2110 Erro principal: 0,4858 Total de pontos: 228.047	
	CopyCad	84% dos pontos têm erro < 0,4858 94% dos pontos têm erro < 1,6968 96% dos pontos têm erro < 2,9078		
	Kube	75% dos pontos têm erro < 0,3018 96% dos pontos têm erro < 0,6035 99% dos pontos têm erro < 0,9053	Desvio-padrão: 0,3018 Erro médio: 0,1717	

Nome do modelo: 800507_Cristiane_Brasil_Cranio_01
 Número de pontos: 120336
 Número linhas de digitalização: Nenhum
 Número de triângulos: 228047
 Xmin: -15,7189 Xmax: 57,6038 Ymin: 73,3227 Ymax: 16,8067 Zmin: 91,5671 Zmax: 102,6351 Zlen: 102,0653
 Área da superfície de triangulação: 23858,832
 Volume fechado de triangulação: 380752,509

Todos os Desvios:
 Erro principal: 0,4858
 Alcance do erro: -12,8816 a 12,9386
 Maior erro: 12,9386 ocorre no ponto 115082
 Desvio Padrão: 1,2110
 (84% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,4858)
 (94% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,6968)
 (96% de erros tem uma magnitude abaixo de 2,9078)

Comparação CopyCad (1 x 3)

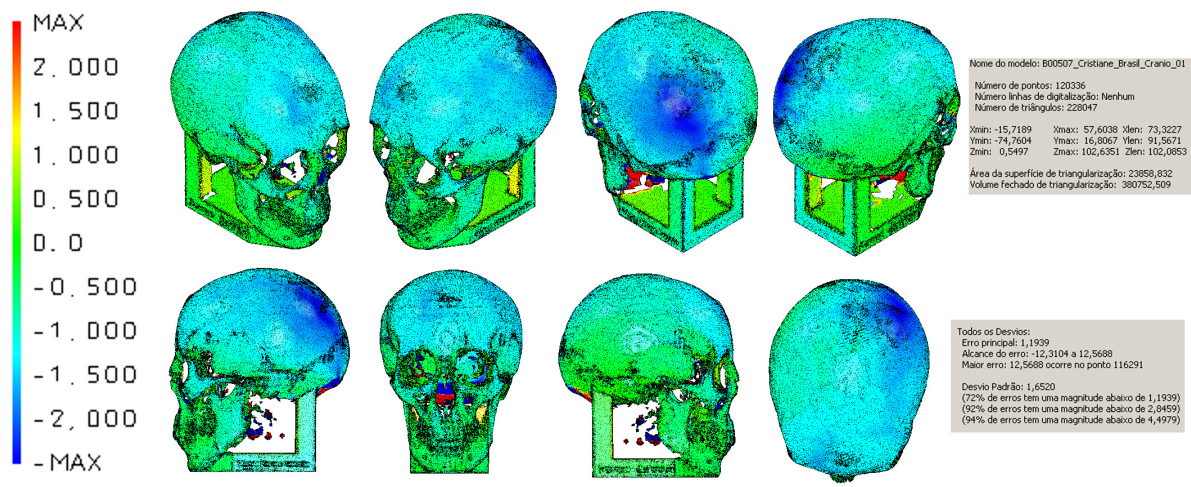
Ranges	Inside	%	Outside	%
0.3018	79518	75.02	26473	24.98
0.6035	102078	96.31	3911	3.69
0.9053	104991	99.08	998	0.94
1.2070	106876	99.70	314	0.30
1.5088	105766	99.79	223	0.21

Statistics
 Standard Deviation: 0.3018
 Minimum: -2.9955
 Maximum: 2.3657
 Average: 0.1717

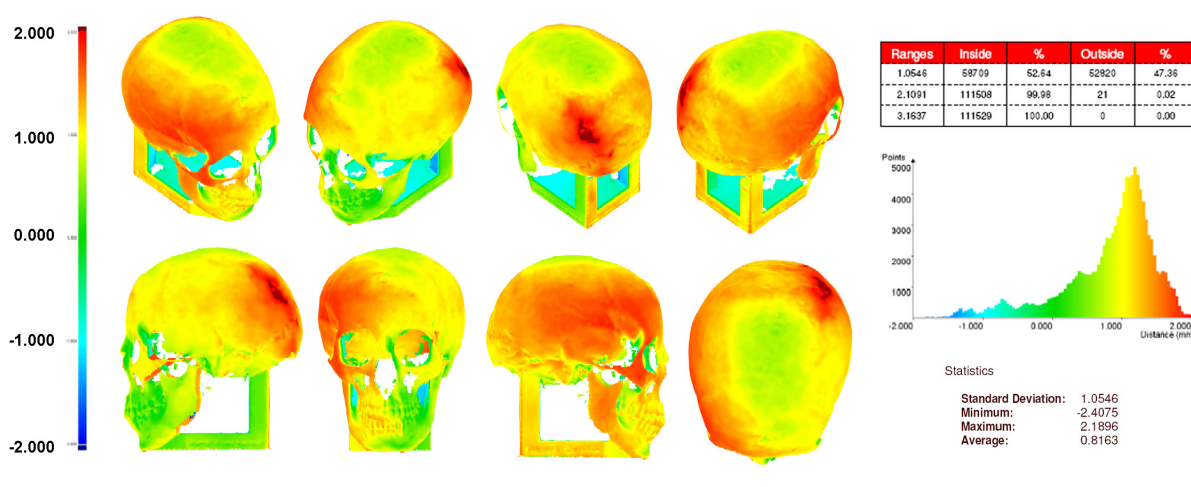
Comparação Kube (1 x 3)

Tabela 7.6 – Tabela de Comparações – Caso I.03

Caso I.03 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre equipamentos de prototipagem rápida diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker	Equipamento Prototipagem Rápida	Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 5: SLS/PA2200	
Software de Comparação		Dimensões: 73,32 x 91,56 x 102,06	Desvio-padrão: 1,6520 Erro principal: 1,1939 Total de pontos: 120.336	
	CopyCad	72% dos pontos têm erro < 1,1939 92% dos pontos têm erro < 2,8459 94% dos pontos têm erro < 4,4979		
	Kube	52% dos pontos têm erro < 1,0546 99% dos pontos têm erro < 2,1091 100% dos pontos têm erro < 3,1637	Desvio-padrão: 1,0546 Erro médio: 0,8163	



Comparação CopyCad (1 x 5)



Ranges	Inside	%	Outside	%
1.0546	58709	52.64	52820	47.36
2.1091	111508	99.98	21	0.02
3.1637	111529	100.00	0	0.00

Statistics

Standard Deviation: 1.0546
Minimum: -2.4075
Maximum: 2.1896
Average: 0.8163

Comparação Kube (1 x 5)

Tabela 7.7 – Tabela de Comparações – Caso I.04

Caso I.04 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre equipamentos de prototipagem rápida diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker	Equipamento Prototipagem Rápida	Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58 Crânio 5: SLS/PA2200	
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 72,56 x 91,13 x 102,05 65% dos pontos têm erro < 0,8819 94% dos pontos têm erro < 2,0858 95% dos pontos têm erro < 3,2898	Desvio-padrão: 1,2039 Erro principal: 0,8819 Total de pontos: 117.964	
	Kube	53% dos pontos têm erro < 0,8289 99% dos pontos têm erro < 1,6578 100% dos pontos têm erro < 3,3157	Desvio-padrão: 0,8289 Erro médio: 0,6172	

Comparação CopyCad (3 x 5)

Ranges	Inside	%	Outside	%
0.8289	59062	53.54	50387	46.46
1.6578	106349	99.91	100	0.09
2.4857	106300	99.95	56	0.05
3.3157	106449	100.00	0	0.00

Statistics
Standard Deviation: 0.8289
Minimum: -2.9873
Maximum: 2.8445
Average: 0.6172

Comparação Kube (3 x 5)

Tabela 7.8 – Tabela de Comparações – Caso I.05

Caso I.05 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 72,92 x 92,16 x 103,47 52% dos pontos têm erro < 0,2463 94% dos pontos têm erro < 0,4908 99% dos pontos têm erro < 0,7353		Desvio-padrão: 0,2445 Erro principal: 0,2463 Total de pontos: 605.568
	Kube	71% dos pontos têm erro < 0,2204 96% dos pontos têm erro < 0,4408 99% dos pontos têm erro < 0.6612		Desvio-padrão: 0,2204 Erro médio: 0,0945

Nome do modelo: Mumia_1_2
 Número de pontos: 299959
 Número linhas de digitalização: Nenhum
 Número de triângulos: 605568
 Xmin: -36,3188 Xmax: 36,6007 Ymin: -45,6197 Ymax: 46,3385 Zmin: 0,0000 Zmax: 103,4755 Zlen: 103,4755
 Área da superfície de triangulação: 74886,141
 Volume fechado de triangulação: 85544,063

Todos os Desvios:
 Erro principal: 0,2463
 Alcance do erro: -1,977 a 13,4061
 Maior erro: 13,4061 ocorre no ponto 106255
 Desvio Padrão: 0,2445
 (52% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,2463)
 (94% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,4908)
 (99% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,7353)

Comparação CopyCad (InVesalius x 1)

Ranges	Inside	%	Outside	%
0.2204	85194	70.81	35116	29.19
0.4408	115734	96.20	4576	3.80
0.6612	119182	99.06	1128	0.94
0.8815	120022	99.76	288	0.24
1.1019	120215	99.92	95	0.08

Statistics
 Standard Deviation: 0.2204
 Minimum: -1.2019
 Maximum: 2.0862
 Average: 0.0945

Comparação Kube (InVesalius x 1)

Tabela 7.9 – Tabela de Comparações – Caso I.06

Caso I.06 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 72,92 x 92,16 x 103,47 58% dos pontos têm erro < 0,1325 84% dos pontos têm erro < 0,2413 95% dos pontos têm erro < 0,3501		Desvio-padrão: 0,1088 Erro principal: 0,1325 Total de pontos: 605.568
	Kube	72% dos pontos têm erro < 0,1728 96% dos pontos têm erro < 0,3456 97% dos pontos têm erro < 0,5183		Desvio-padrão: 0,1728 Erro médio: -0,0659

MAX

1.000

0.750

0.500

0.250

0.0

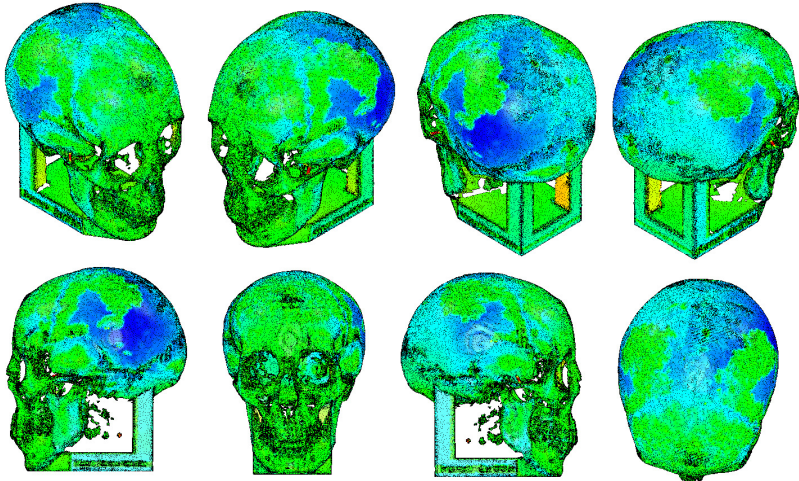
-0.250

-0.500

-0.750

-1.000

-MAX



Nome do modelo: Múmia_1_2

Número de pontos: 299959

Número linhas de digitalização: Nenhum

Número de triângulos: 605568

Xmin: -36,3188 Xmax: 36,6007 Xlen: 72,9195

Ymin: -45,8197 Ymax: 46,3385 Ylen: 92,1582

Zmin: 0,0000 Zmax: 103,4755 Zlen: 103,4755

Área da superfície de triangulação: 7486,141

Volume fechado de triangulação: 85544,063

Todos os Desvios:

Erro principal: 0,1325

Alcance do erro: -0,7924 a 2,2582

Maior erro: 2,2582 ocorre no ponto 116751

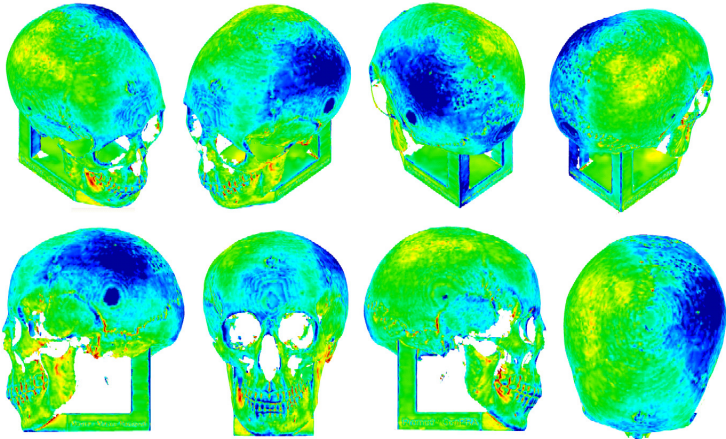
Desvio Padrão: 0,1088

(58% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,1325)

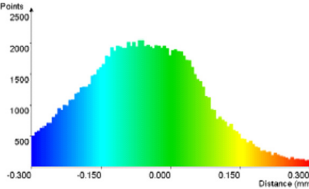
(84% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,2413)

(95% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,3501)

Comparação CopyCad (InVesalius x 3)

0.300		Ranges	Inside	%	Outside	%
		0.1728	85391	72.39	32573	27.61
0.150		0.3456	112628	95.73	5096	4.27
		0.5183	117395	99.52	569	0.48
0.000		0.6911	117776	99.84	188	0.16
		0.8639	117699	99.89	125	0.11
-0.150						
-0.300						

Points



Distance (mm)

Statistics

Standard Deviation: 0.1728

Minimum: -2.7397

Maximum: 2.3352

Average: -0.0659

Comparação Kube (InVesalius x 3)

Comparação CopyCad (InVesalius x 3)

0.300

0.150

0.000

-0.150

-0.300

Ranges	Inside	%	Outside	%
0.1728	85391	72.39	32573	27.61
0.3456	112028	96.73	5038	4.27
0.5183	117395	99.52	569	0.48
0.6911	117776	99.84	188	0.16
0.8639	117839	99.89	125	0.11

Points

Statistics

Standard Deviation: 0.1728

Minimum: -2.7987

Maximum: 2.3352

Average: -0.0659

Comparação Kube (InVesalius x 3)

Tabela 7.10 – Tabela de Comparações – Caso I.07

Caso I.07 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker		Equipamento Prototipagem Rápida	Crânio 5: SLS/PA2200
Software de Comparação	CopyCad		Dimensões: 72,92 x 92,16 x 103,47 65% dos pontos têm erro < 0,2391 82% dos pontos têm erro < 0,5008 94% dos pontos têm erro < 0,7625	Desvio-padrão: 0,2617 Erro principal: 0,2391 Total de pontos: 605.568
	Kube		63% dos pontos têm erro < 0,7010 98% dos pontos têm erro < 1,4019 99% dos pontos têm erro < 2,1029	Desvio-padrão: 0,7010 Erro médio: -0,3117

MAX

1.500

1.125

0.750

0.375

0.0

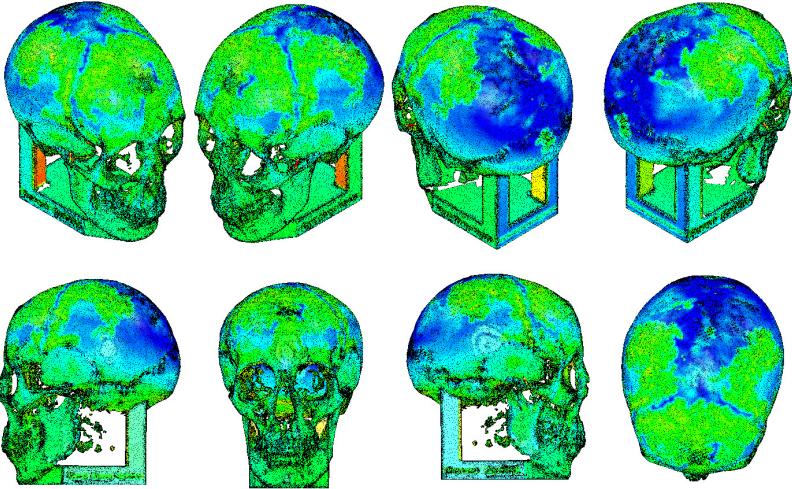
-0.375

-0.750

-1.125

-1.500

-MAX



Nome do modelo: Munia_1_2

Número de pontos: 299959

Número linhas de digitalização: Nenhum

Número de triângulos: 605568

Xmin: -36,3188 Xmax: 36,6007 Xlen: 72,9195

Ymin: -45,8197 Ymax: 46,3355 Ylen: 92,1552

Zmin: 0,0000 Zmax: 103,4755 Zlen: 103,4755

Área da superfície de triangulação: 74886,141

Volume fechado de triangulação: 65544,063

Todos os Desvios:

Erro principal: 0,2391

Alcance do erro: -1,3490 a 2,4103

Maior erro: 2,4103 ocorre no ponto 31212

Desvio Padrão: 0,2617

(65% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,2391)

(82% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,5008)

(94% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,7625)

Comparação CopyCad (InVesalius x 5)

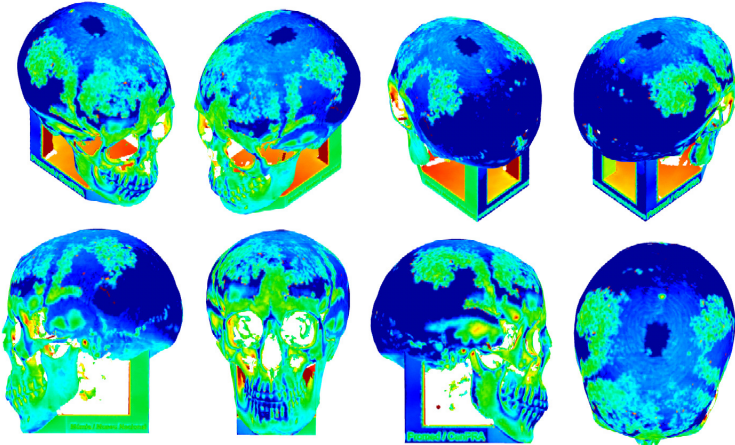
1.000

0.500

0.000

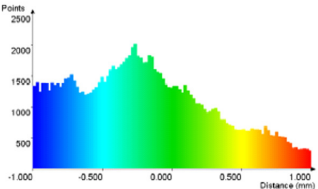
-0.500

-1.000



Ranges	Inside	%	Outside	%
0.7010	84663	63.50	48675	36.50
1.4019	131188	98.39	2150	1.61
2.1029	132880	99.66	458	0.34
2.8038	133324	99.99	14	0.01
3.5048	133338	100.00	0	0.00

Points



Distance (mm)

Statistics

Standard Deviation: 0.7010

Minimum: -2.9971

Maximum: 2.9796

Average: -0.3117

Comparação Kube (InVesalius x 5)

Tabela 7.11 – Tabela de Comparações – Caso I.08

Caso I.08 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois equipamentos de digitalização diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker Orcus	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 73,32 x 91,56 x 102,08		Desvio-padrão: 1,3742
		76% dos pontos têm erro < 0,6942		Erro principal: 0,6942
		95% dos pontos têm erro < 2,0685		Total de pontos: 120.336
	Geomagic	Erro médio: 0,291		Desvio-padrão: 0,558

Nome do modelo: 800507_Cristiane_Brasil_Cranio_01
 Número de pontos: 120336
 Número linhas de digitalização: Nenhum
 Número de triângulos: 228047
 Xmin: -15,7189 Xmax: 57,6038 Xlen: 73,3227
 Ymin: -74,7604 Ymax: 16,8067 Ylen: 91,5671
 Zmin: 0,5497 Zmax: 102,6351 Zlen: 102,0853
 Área da superfície de triangulação: 23858,832
 Volume fechado de triangulação: 380752,509

Todos os Desvios:
 Erro principal: 0,6942
 Alcance do erro: -13,5305 a 13,5649
 Maior erro: 13,5649 ocorre no ponto 113584
 Desvio Padrão: 1,3742
 (76% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,6942)
 (95% de erros tem uma magnitude abaixo de 2,0685)
 (96% de erros tem uma magnitude abaixo de 3,4427)

Comparação CopyCad (Crânio 1)

Annotations: 5
 Standard Deviation: 0.558 mm
 Average +/-: 0.291 / -0.564 mm
 Max +/-: 5.300 / -5.298 mm
 3D Deviation

Comparação Geomagic (Crânio 1)

Tabela 7.12 – Tabela de Comparações – Caso I.09

Caso I.09 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois equipamentos de digitalização diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker Orcus	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 72,56 x 91,12 x 102,05 69% dos pontos têm erro < 0,4624 93% dos pontos têm erro < 1,1253 96% dos pontos têm erro < 1,7883		Desvio-padrão: 0,6629 Erro principal: 0,4624 Total de pontos: 117.964
	Geomagic	Erro médio: 0,284		Desvio-padrão: 0,511

MAX

1.000

0.750

0.500

0.250

0.0

-0.250

-0.500

-0.750

-1.000

-MAX

Nome do modelo: B00507_Cristiane_Brasil_Cranio_03

Número de pontos: 117964

Número linhas de digitalização: Nenhum

Número de triângulos: 221704

Xmin: -15,2814 Xmax: 57,2845 Ylen: 72,5659

Ymin: -74,4007 Ymax: 16,7256 Ylen: 91,1263

Zmin: 0,5837 Zmax: 102,6377 Zlen: 102,0540

Área da superfície de triangulação: 24170,789

Volume fechado de triangulação: 362816,288

Todos os Desvios:

Erro principal: 0,4624

Alcance do erro: -6,9264 a 7,2935

Maior erro: 7,2935 ocorre no ponto 33271

Desvio Padrão: 0,6629

(69% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,4624)

(93% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,1253)

(96% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,7883)

Comparação CopyCad (Crânio 3)

0.500

0.450

0.400

0.350

0.300

0.250

0.200

-0.200

-0.250

-0.300

-0.350

-0.400

-0.450

-0.500

Standard Deviation: 0.511 mm

Average +/-: 0.284 / -0.463 mm

Max +/-: 5.299 / -5.290 mm

3D Deviation

Comparação Geomagic (Crânio 3)

Tabela 7.13 – Tabela de Comparações – Caso I.10

Caso I.10 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação na escala natural (Caso I)			
Caso	Caso I	1:1	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio grande: Z310/ZP102/ZB56
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 155, x 183,23 x 215,54 71% dos pontos têm erro < 0,6117 90% dos pontos têm erro < 1,4529 94% dos pontos têm erro < 2,2942		Desvio-padrão: 0,8412 Erro principal: 0,6117 Total de pontos: 525.920
	Kube	86% dos pontos têm erro < 0,8311 93% dos pontos têm erro < 1,6623 96% dos pontos têm erro < 2,4934		Desvio-padrão: 0,8311 Erro médio: 0,3851

Nome do modelo: munia-triv

Número de pontos: 525920
Número linhas de digitalização: Nenhum
Número de triângulos: 1056012

Xmin: 40,0666 Xmax: 195,0663 Ymin: 154,9997
Ymin: -201,4608 Ymax: -18,2226 Zmin: 183,2382
Zmin: -222,8751 Zmax: -7,3343 Zlen: 215,5408

Área da superfície de triangulação: 249888,447
Volume fechado de triangulação: 456421,476

Todos os Desvios:
Erro principal: 0,6117
Alcance do erro: -5,3235 a 13,0168
Maior erro: 13,0168 ocorre no ponto 100967

Desvio Padrão: 0,8412
(71% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,6117)
(90% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,4529)
(94% de erros tem uma magnitude abaixo de 2,2942)

Comparação CopyCad

Ranges	Inside	%	Outside	%
0.8311	153389	86.40	24152	13.60
1.8623	185406	93.16	12935	6.84
2.4934	171273	96.47	6268	3.53
3.3245	176232	99.26	1309	0.74
4.1557	176921	99.65	600	0.35

Statistics

Standard Deviation: 0.8311
Minimum: -5.8098
Maximum: 5.9935
Average: 0.3851

Comparação Kube

Tabela 7.14 – Tabela de Comparações – Caso I.11

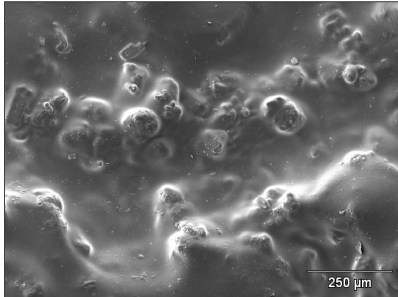
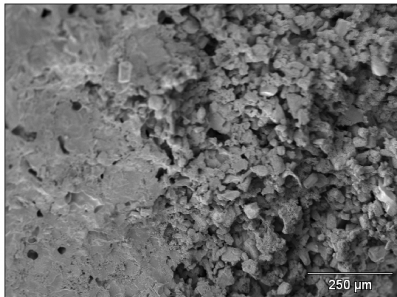
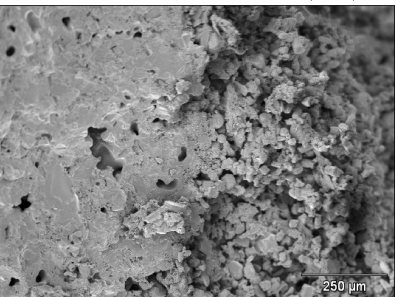
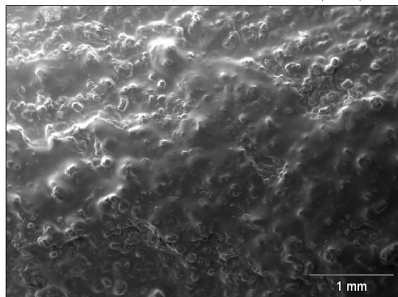
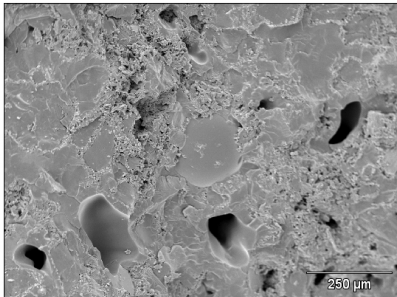
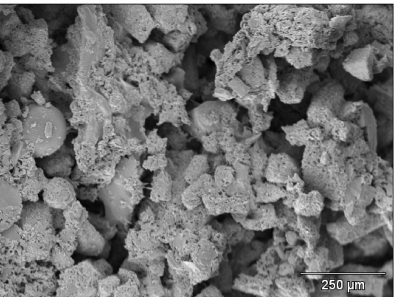
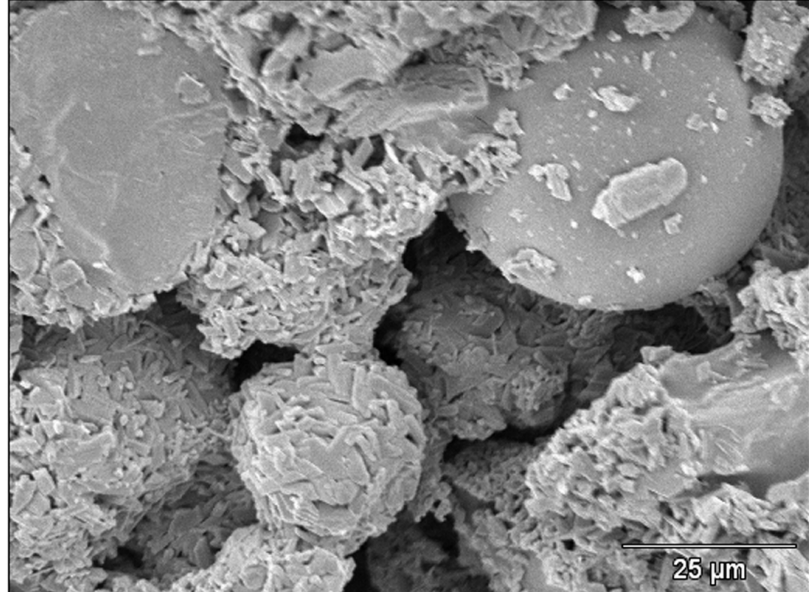
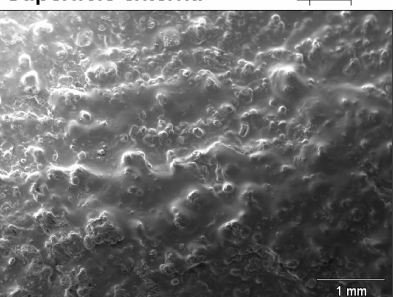
Caso I.11 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação equipamento microscópio e metalizador (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento	Microscópio Metalizador	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56
Superfície externa 18471 65535  Fratura - interface 6355 65487  Fratura - interface 15410 65535  Superfície externa 20170 65535  Fratura - superfície 1749 61925  Fratura - interior 16097 62704  Fratura - interior 6078 65535  Fratura - interior 15001 65535  Superfície externa 15525 65535 				

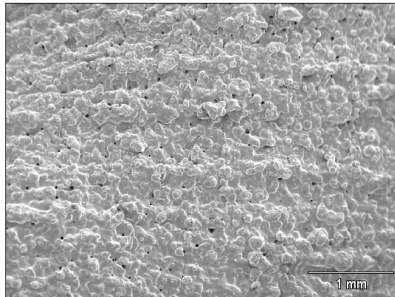
Tabela 7.15 – Tabela de Comparações – Caso I.12

Caso I.12 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação equipamento microscópio e metalizador (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento	Microscópio Metalizador	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58

Superfície externa

31

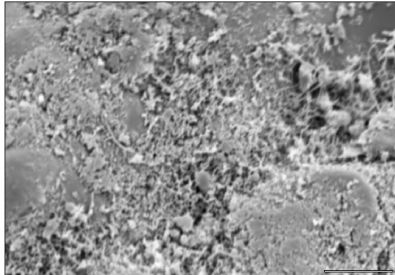
65535



Superfície externa

4723

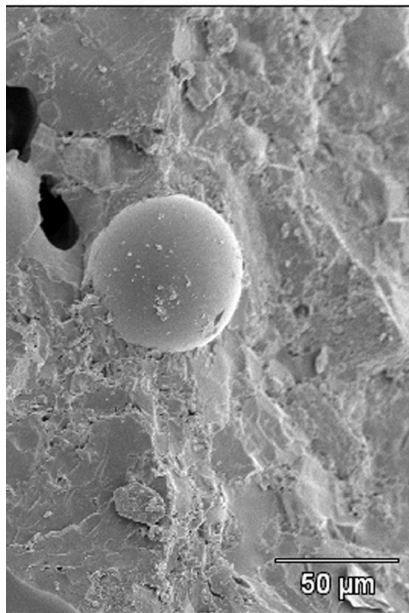
65342



Fratura - superfície

31

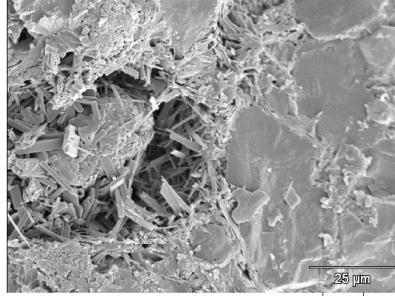
65535



Fratura - superfície

6609

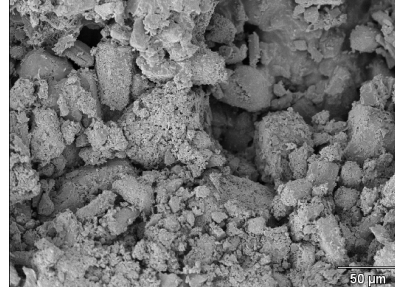
65535



Fratura - interior

16148

62803



Fratura - superfície

31

65535

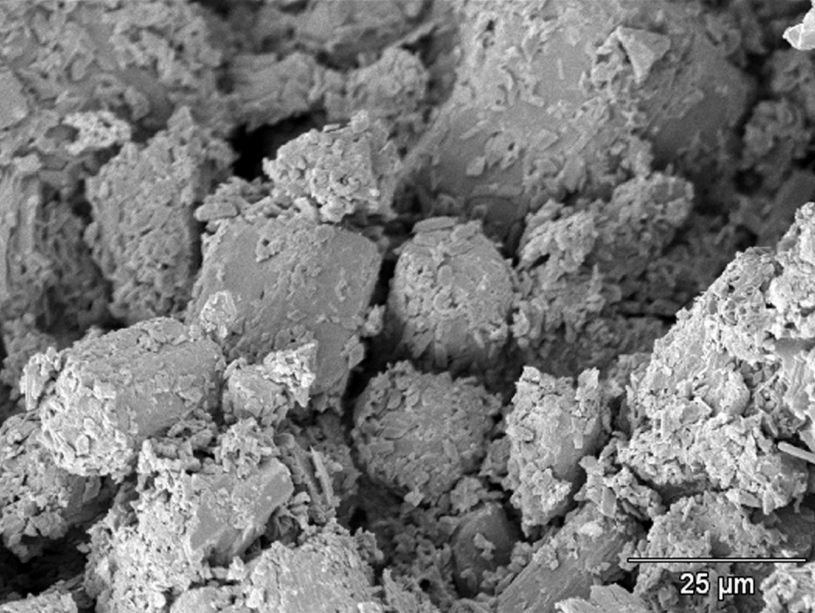


Tabela 7.16 – Tabela de Comparações – Caso I.13

Caso I.13 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação máquina fotográfica (Caso I)			
Caso	Caso I	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento	Máquina fotográfica	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58 Crânio 5: SLS/PA2200 Crânio Grande: Z310/ZP102/ZB56
Fotos do Crânio 1 (Z310)				
Fotos do Crânio 3 (Z510)				
Fotos do Crânio 5 (SLS)				
Fotos do Crânio Grande (Z310)				

7.3 Estudo de Caso II

7.3.1 Introdução

O Estudo de Caso II tem como objetivo principal verificar se as análises realizadas anteriormente são válidas em outro estudo de caso. Este protótipo foi realizado pela empresa BCS Tecnologia da qual a pesquisadora é responsável pela parte de pesquisa e desenvolvimento. A **Figura 7.13** ilustra a reportagem publicada no Jornal da **Incamp** (2006) sobre o caso.

Este protótipo foi confeccionado para uma paciente de 26 anos vítima de uma deformidade mandibular atendida pelo Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto (FORP-USP). A equipe de atendimento multidisciplinar denominada CIEDEF (Centro Integrado de Estudos das Deformidades da Face) da Faculdade diagnosticou um fibroma ossificante de mandíbula.



Figura 7.13 – Reportagem sobre o estudo de caso FORP (Incamp, 2006)

7.3.2 Descrição da metodologia do Estudo de Caso II

A metodologia utilizada neste caso está ilustrada na **Figura 7.1**. Seu desdobramento está ilustrado na **Figura 7.14**. Para este caso foram confeccionados quatro protótipos. As características dos protótipos estão relacionadas na **Tabela 7.16**.

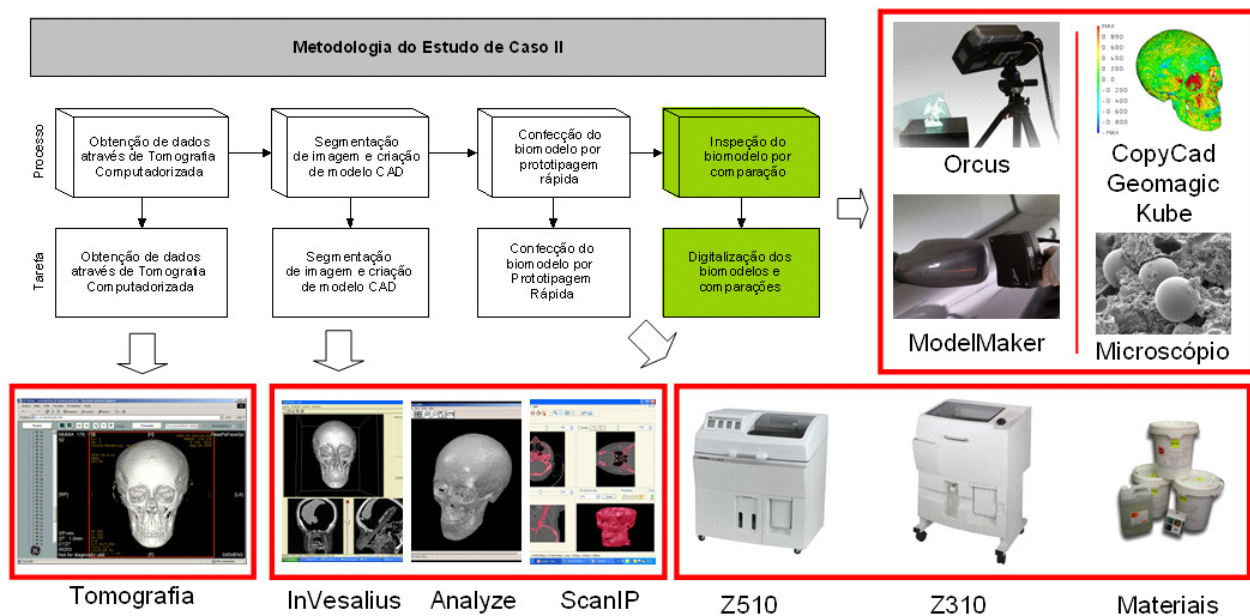


Figura 7.14 – Desdobramento da metodologia do Estudo de Caso II

7.3.3 Obtenção de dados através de tomografia computadorizada

Nesta etapa do processo, os dados foram obtidos através de exame de Tomografia Computadorizada realizada Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto (FORP-USP).

7.3.4 Segmentação de imagem e criação de modelo CAD

Nesta etapa do processo, foi realizada a segmentação de imagens e a criação do modelo CAD 3D. A etapa foi realizada no CenPRA, utilizando os *softwares* InVesalius e Analyze (com as licenças da própria instituição) e na Seacam, utilizando o *software* ScanIP. Os resultados obtidos foram três modelos virtuais utilizados neste caso para a confecção dos protótipos e posteriores comparações.

Tabela 7.17 – Características dos protótipos do Estudo de Caso II

Características dos protótipos do Estudo de Caso II		
Protótipos	Crânio 2	Crânio 4
Características físicas	Construído por impressão tridimensional no equipamento Z310, com os materiais ZP102/ZB58 na escala 1:2	Construído por impressão tridimensional no equipamento Z510, com os materiais ZP130/ZB56 na escala 1:2
Foto do protótipo		
Área	486 cm ²	486 cm ²
Volume	61 cm ³	61 cm ³
Tempo de confecção	2 horas	2 horas
Custo estimado	R\$ 500,00 (US\$ 220,00)	R\$ 500,00 (US\$ 220,00)

7.3.4.1 A Segmentação no *software InVesalius*

As imagens a seguir ilustram como foi a etapa de segmentação utilizando o *software InVesalius* (**Figura 7.15**). A conversão do modelo virtual obedeceu aqui, as seguintes etapas: (1) leitura do arquivo do caso em formato DICOM no *software InVesalius*; (2) seleção das séries, sendo escolhida a série de maior número de fatias; (3) Visualização e segmentação através do processo de *Threshold/Contorno* e (4) Conversão dos dados para o formato STL.

A **Figura 7.16** ilustra as imagens obtidas através da tomografia computadorizada. A **Figura 7.17** ilustra o processo de processo de segmentação, onde se pode escolher a região que vai permanecer no modelo virtual e o que será removido. A **Figura 7.18** ilustra o modelo virtual final gerado pelo processo de segmentação no *software InVesalius*. A **Figura 7.19** ilustra o protótipo entregue à equipe médica em escala natural.

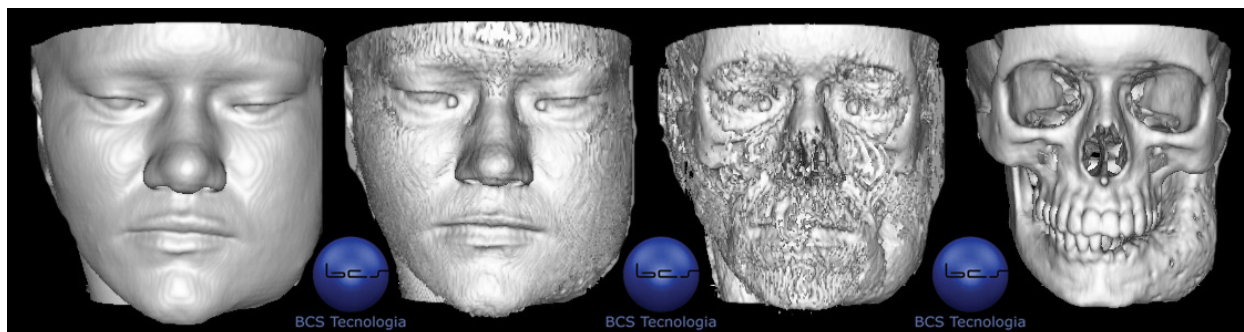


Figura 7.17 – Processo de Segmentação: conversão das imagens para modelo tridimensional através do controle de escala de tons de cinza

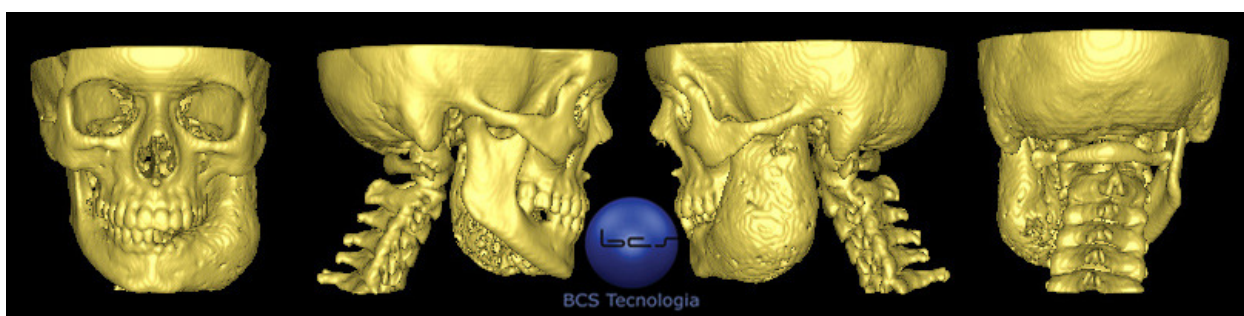


Figura 7.18 – Vistas do modelo 3D virtual para planejamento cirúrgico



Figura 7.19 – Vista do protótipo em escala natural

7.3.4.2 A Segmentação no *software* ScanIP

O mesmo processo de segmentação foi realizado em outros dois softwares: Analyze e ScanIP. A **Figura 7.20** ilustra uma das etapas de segmentação no software ScanIP. A coloração em destaque indica a região que vai permanecer no modelo virtual.

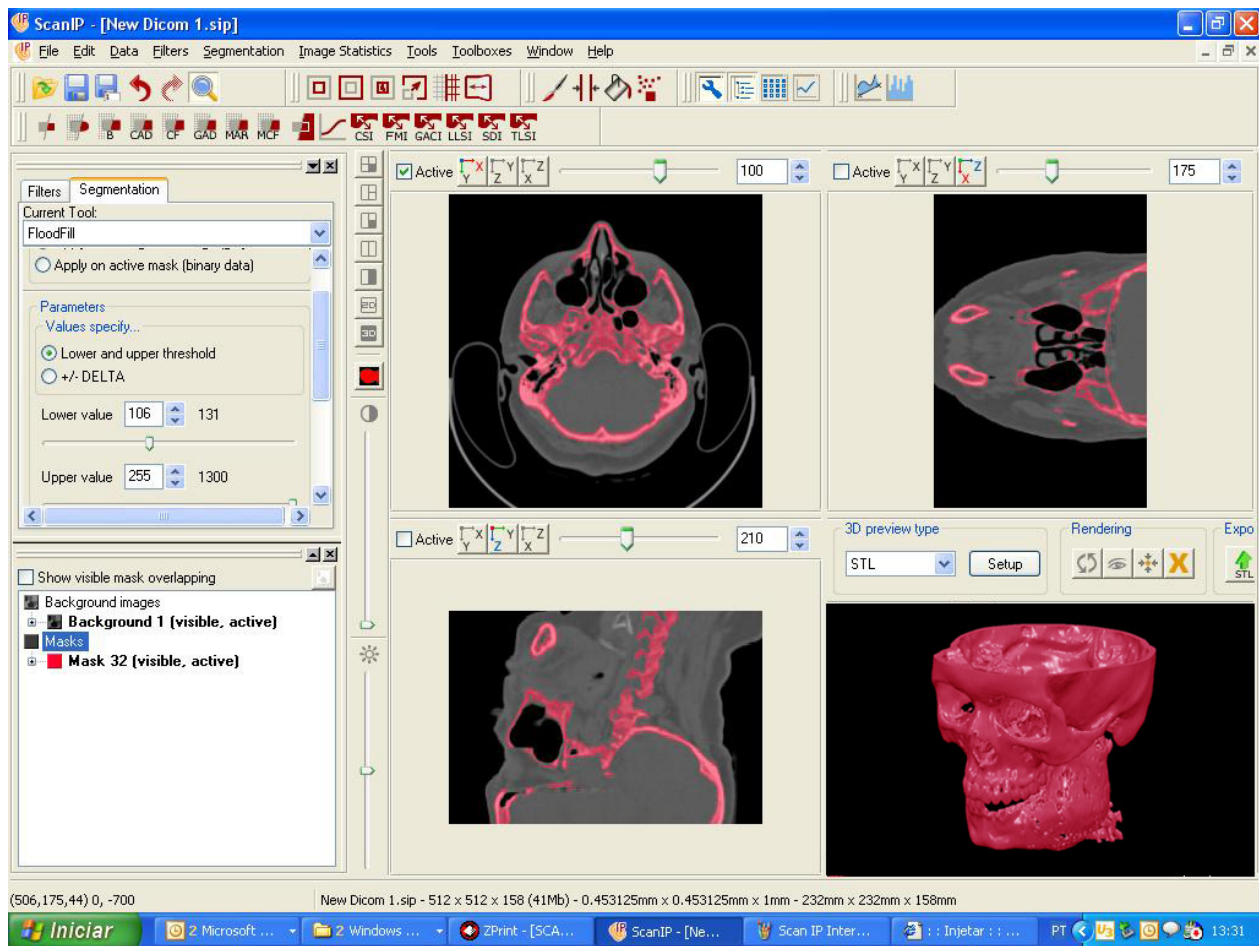


Figura 7.20 – Segmentação de imagem no software ScanIP

7.3.5 Comparações do Estudo de Caso II

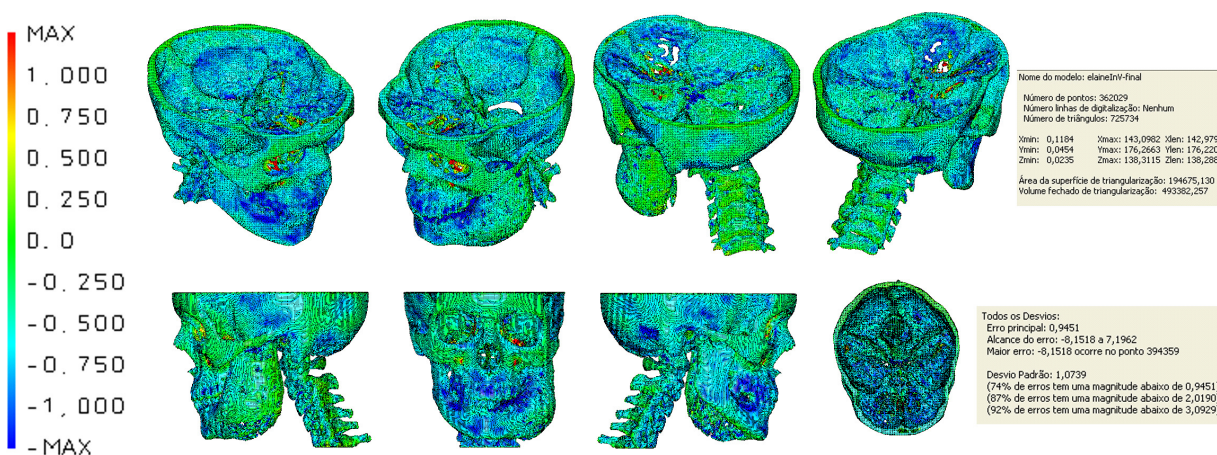
A seguir são apresentadas as informações das comparações deste estudo de caso. Foram realizadas onze comparações, apresentadas na **Tabela 7.18**. Também foram confeccionados três protótipos virtuais, dois protótipos físicos. A partir dos modelos físicos foram geradas as digitalizações.

Tabela 7.18 – Resumo das comparações do estudo de Caso II

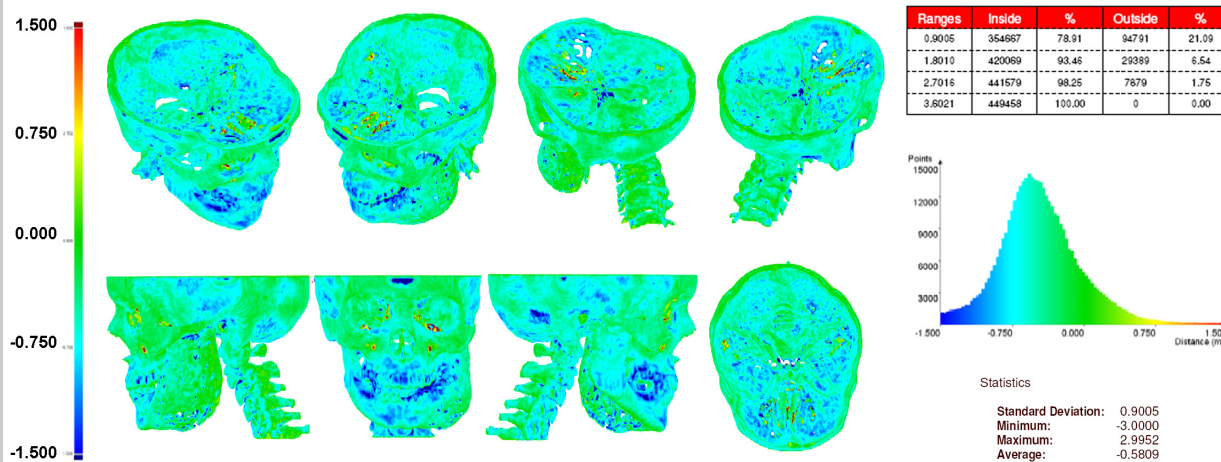
Comparações do Estudo de Caso II		
Comparações	Objetivos	Variáveis
Caso II.01	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso II)	Segmentação: InVesalius
Caso II.02		Segmentação: Analyze
Caso II.03		Segmentação: InVesalius Segmentação: ScanIP
Caso II.04	Identificar as diferenças dimensionais entre equipamentos de prototipagem rápida diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso II)	Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58 Digitalização: ModelMaker Digitalização: Orcus
Caso II.05	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação (Caso II)	Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56 Protótipo virtual: InVesalius
Caso II.06		Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58 Protótipo virtual: InVesalius
Caso II.07	Identificar as diferenças dimensionais entre dois equipamentos de digitalização diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso II)	Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56 Digitalização: ModelMaker Digitalização: Orcus
Caso II.08		Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58 Digitalização: ModelMaker Digitalização: Orcus
Caso II.09	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação equipamento microscópio e metalizador (Caso II)	Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56 Microscópio/metalizador
Caso II.10		Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58 Microscópio/metalizador
Caso II.11	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação máquina fotográfica (Caso II)	Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58

Tabela 7.19 – Tabela de Comparações – Caso II.01

Caso II.01 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:1	Software de Segmentação	InVesalius x Analyze
Equipamento Digitalização	Não utilizado		Equipamento Prototipagem Rápida	Não utilizado
Software de Comparação	CopyCad		Dimensões: 142,97 x 176,2 x 138,3 74% dos pontos têm erro < 0,9451 87% dos pontos têm erro < 2,0190 92% dos pontos têm erro < 3,0929	Desvio-padrão: 1,0739 Erro principal: 0,9451 Total de pontos: 362.029
	Kube		79% dos pontos têm erro < 0,9005 93% dos pontos têm erro < 1,8010 98% dos pontos têm erro < 2,7016	Desvio-padrão: 0,9005 Erro médio: -0,5809



Comparação CopyCad



Comparação Kube

Tabela 7.20 – Tabela de Comparações – Caso II.02

Caso II.02 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando um software de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:1	Software de Segmentação	InVesalius x ScanIP
Equipamento Digitalização	Não utilizado		Equipamento Prototipagem Rápida	Não utilizado
Software de Comparação	CopyCad		Dimensões: 142,97 x 176,2 x 138,3 64% dos pontos têm erro < 1,2818 85% dos pontos têm erro < 2,4768 93% dos pontos têm erro < 3,6718	Desvio-padrão: 1,1950 Erro principal: 1,2818 Total de pontos: 362.029

Comparação CopyCad

Tabela 7.21 – Tabela de Comparações – Caso II.03

Caso II.03 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando um software de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:1	Software de Segmentação	Analyze x ScanIP
Equipamento Digitalização	Não utilizado		Equipamento Prototipagem Rápida	Não utilizado
Software de Comparação	CopyCad		Dimensões: 142,35 x 176,12 x 137,72 69% dos pontos têm erro < 0,3190 90% dos pontos têm erro < 0,7331 95% dos pontos têm erro < 1,1472	Desvio-padrão: 0,4141 Erro principal: 0,3190 Total de pontos: 486.787

Comparação CopyCad

Tabela 7.22 – Tabela de Comparações – Caso II.04

Caso II.04 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre equipamentos de prototipagem rápida diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker Orcus		Equipamento Prototipagem Rápida	Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58
Software de Comparação	CopyCad (analizando ModelMaker)	Dimensões: 71,71 x 88,05 x 74,44 82% dos pontos têm erro < 0,3566 94% dos pontos têm erro < 1,2235 96% dos pontos têm erro < 2,0904		Desvio-padrão: 0,8669 Erro principal: 0,3566 Total de pontos: 212.011
	CopyCad (analizando Orcus)	Dimensões: 103,03 x 88,13 x 84,33 67% dos pontos têm erro < 0,2292 95% dos pontos têm erro < 0,5974 97% dos pontos têm erro < 0,9655		Desvio-padrão: 0,3682 Erro principal: 0,2292 Total de pontos: 133.543

MAX

0.500

0.375

0.250

0.125

0.0

-0.125

-0.250

-0.375

-0.500

-MAX

Nome do modelo: 800507_Cristiane_Brasil_Cranio_02

Número de pontos: 212011

Número linhas de digitalização: Nenhum

Número de triângulos: 403358

Xmin: -17,7707 Xmax: 53,9424 Ymin: -72,3786 Ymax: 15,6719 Zmin: 0,7488 Zmax: 75,1915

Área da superfície de triangularização: 26391,271

Volume fechado de triangularização: 179658,285

Todos os Desvios:

Erro principal: 0,3566

Alcance do erro: -9,1087 a 9,2114

Maior erro: 9,2114 ocorre no ponto 81308

Desvio Padrão: 0,8669

(82% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,3566)

(94% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,2235)

(96% de erros tem uma magnitude abaixo de 2,0904)

Comparação CopyCad analisando ModelMaker (2 x 4)

MAX

0.500

0.375

0.250

0.125

0.0

-0.125

-0.250

-0.375

-0.500

-MAX

Nome do modelo: cranio2

Número de pontos: 133543

Número linhas de digitalização: Nenhum

Número de triângulos: 261517

Xmin: 30,9752 Xmax: 134,0116 Ymin: 44,0301 Ymax: 132,1617 Zmin: 20,2908 Zmax: 104,6303

Área da superfície de triangularização: 24810,950

Volume fechado de triangularização: 287274,561

Todos os Desvios:

Erro principal: 0,2292

Alcance do erro: -4,8456 a 10,6165

Maior erro: 10,6165 ocorre no ponto 100249

Desvio Padrão: 0,3682

(67% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,2292)

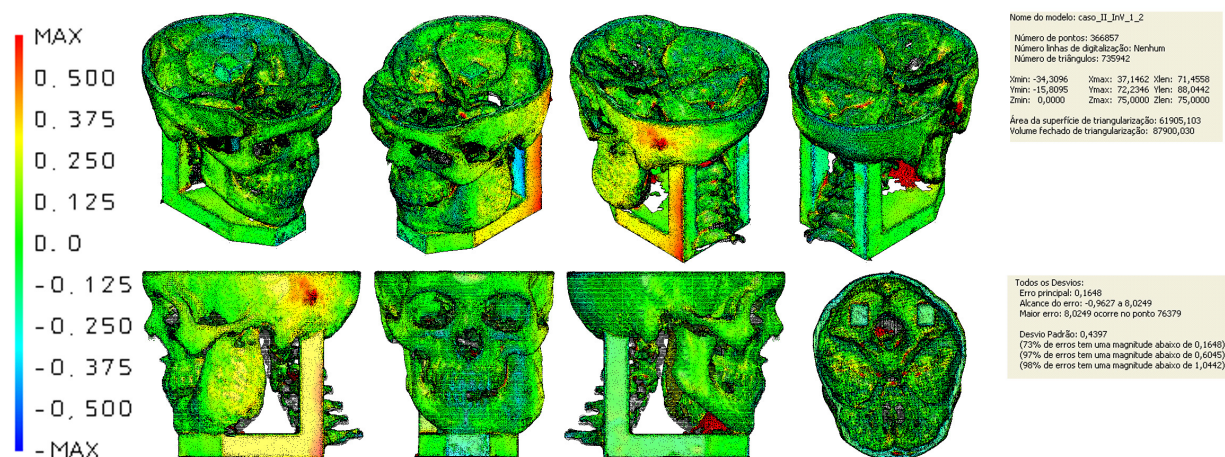
(95% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,5974)

(97% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,9655)

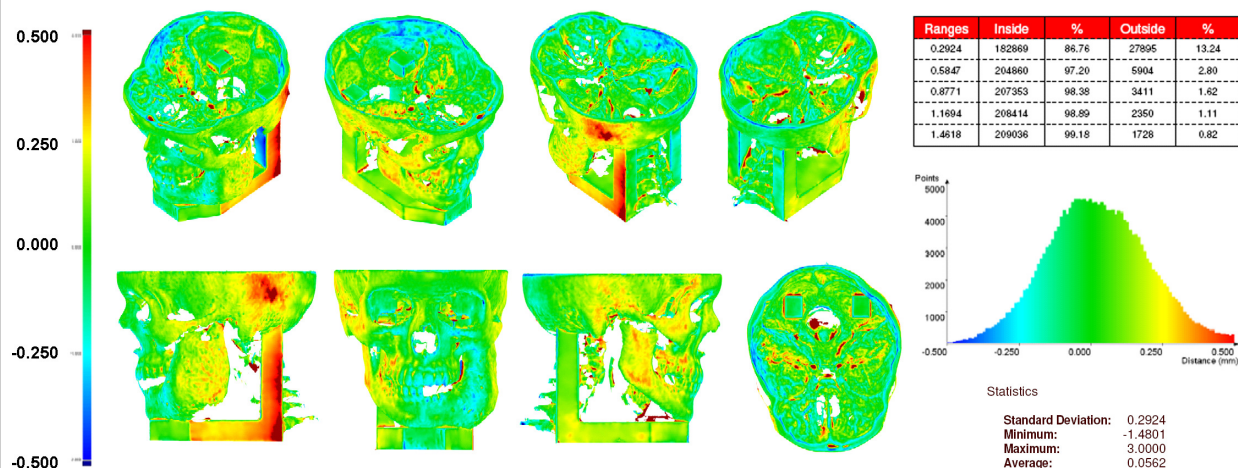
Comparação CopyCad analisando Orcus (2 x 4)

Tabela 7.23 – Tabela de Comparações – Caso II.05

Caso II.05 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker		Equipamento Prototipagem Rápida	Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56
Software de Comparação		Dimensões: 71,45 x 88,04 x 75,00		Desvio-padrão: 0,4397
	CopyCad	73% dos pontos têm erro < 0,1648 97% dos pontos têm erro < 0,6045 98% dos pontos têm erro < 1,0442		Erro principal: 0,1648 Total de pontos: 366.857
	Kube	86% dos pontos têm erro < 0,2924 97% dos pontos têm erro < 0,5847 98% dos pontos têm erro < 0,8771		Desvio-padrão: 0,2924 Erro médio: 0,0562



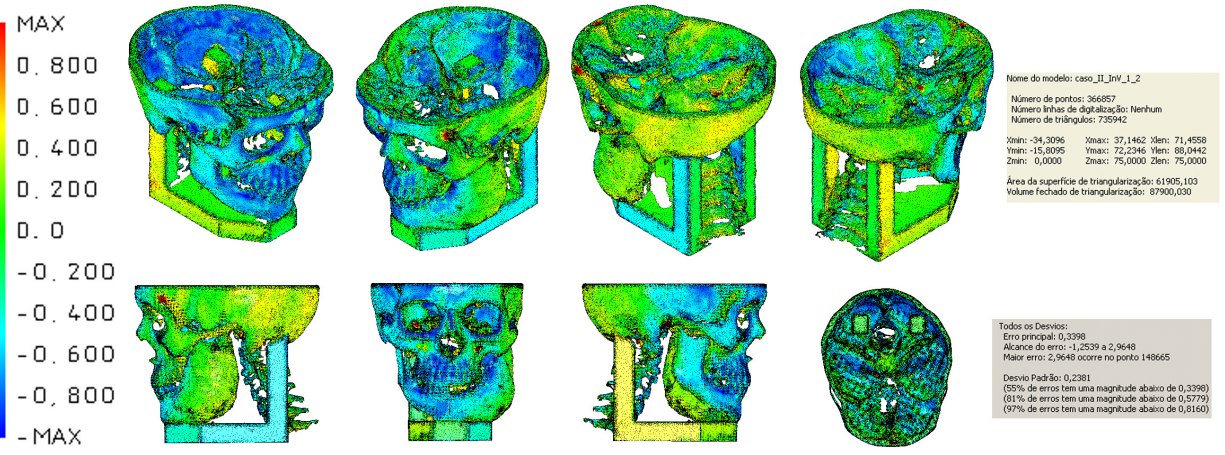
Comparação CopyCad (InVesalius x 2)



Comparação Kube (InVesalius x 2)

Tabela 7.24 – Tabela de Comparações – Caso II.06

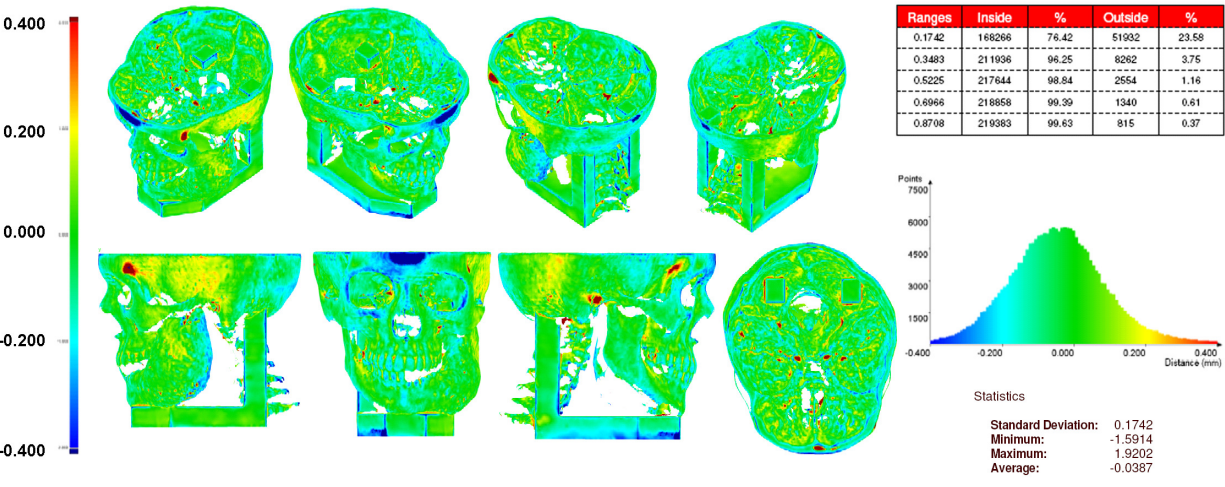
Caso II.06 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre o modelo virtual e o modelo físico utilizando dois softwares de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 71,45 x 88,04 x 75,00		Desvio-padrão: 0,2381
		55% dos pontos têm erro < 0,3398 81% dos pontos têm erro < 0,5779 97% dos pontos têm erro < 0,8160		Erro principal: 0,3398 Total de pontos: 366.857
	Kube	76% dos pontos têm erro < 0,1742 96% dos pontos têm erro < 0,3483 98% dos pontos têm erro < 0,5225		Desvio-padrão: 0,1742 Erro médio: -0,0387



Nome do modelo: caso_II_InV_1_2
 Número de pontos: 366857
 Número linhas de digitalização: Nenhum
 Número de triângulos: 735942
 Xmin: -34,3096 Xmax: 37,1462 Ymin: 71,4558
 Ymin: -15,8095 Ymax: 72,2346 Zmin: 88,0442
 Zmin: 0,0000 Zmax: 75,0000 Zmax: 75,0000
 Área da superfície de triangulação: 61905,103
 Volume fechado de triangulação: 67900,030

Todos os Desvios:
 Erro principal: 0,3398
 Alcance do erro: -1,2539 a 2,9648
 Maior erro: 2,9648 ocorre no ponto 149665
 Desvio Padrão: 0,2381
 (55% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,3398)
 (81% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,5779)
 (97% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,8160)

Comparação CopyCad (InVesalius x 4)



Ranges	Inside	%	Outside	%
0.1742	168266	76.42	51932	23.58
0.3483	211936	96.25	8262	3.75
0.5225	217644	98.84	2554	1.16
0.6966	218658	99.39	1340	0.61
0.8708	219383	99.63	815	0.37

Statistics
 Standard Deviation: 0.1742
 Minimum: -1.5914
 Maximum: 1.9202
 Average: -0.0387

Comparação Kube (InVesalius x 4)

Tabela 7.25 – Tabela de Comparações – Caso II.07

Caso II.07 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois equipamentos de digitalização diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker Orcus	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 71,71 x 88,05 x 74,44 71% dos pontos têm erro < 0,2665 93% dos pontos têm erro < 0,6553 96% dos pontos têm erro < 1,0441		Desvio-padrão: 0,3888 Erro principal: 0,2665 Total de pontos: 209.302
	Geomagic	Erro médio:0,215		Desvio-padrão: 0,351

MAX

0.500

0.375

0.250

0.125

0.0

-0.125

-0.250

-0.375

-0.500

-MAX

Nome do modelo: B00507_Cristiane_Brasil_Crânio_02

Número de pontos: 212011

Número linhas de digitalização: Nenhum

Número de triângulos: 403358

Xmin: -17,7707 Xmax: 53,9424 Ymin: 71,7131 Ymax: 72,3786 Zmin: 0,7488 Zmax: 74,4427

Área da superfície de triangulação: 26391,271

Volume fechado de triangulação: 179858,285

Todos os Desvios:

Erro principal: 0,2665

Alcance do erro: -6,2263 a 5,4227

Maior erro: -6,2263 ocorre no ponto 110239

Desvio Padrão: 0,3888

(71% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,2665)

(93% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,6553)

(96% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,0441)

Comparação CopyCad (Crânio 2)

0.500

0.450

0.400

0.350

0.300

0.250

0.200

-0.200

-0.250

-0.300

-0.350

-0.400

-0.450

-0.500

Standard Deviation: 0.351 mm

Average +/-: 0.215 / -0.244 mm

Max +/-: 4.398 / -4.396 mm

3D Deviation

Comparação Geomagic (Crânio 2)

Tabela 7.26 – Tabela de Comparações – Caso II.08

Caso II.08 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois equipamentos de digitalização diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso II)			
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento Digitalização	ModelMaker Orcus	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 71,49 x 86,59 x 74,22 64% dos pontos têm erro < 0,2543 92% dos pontos têm erro < 0,5544 96% dos pontos têm erro < 0,8545		Desvio-padrão: 0,3001 Erro principal: 0,2543 Total de pontos: 220.197
	Geomagic	Erro médio: 0,224		Desvio-padrão: 0,329

MAX

0.500

0.375

0.250

0.125

0.0

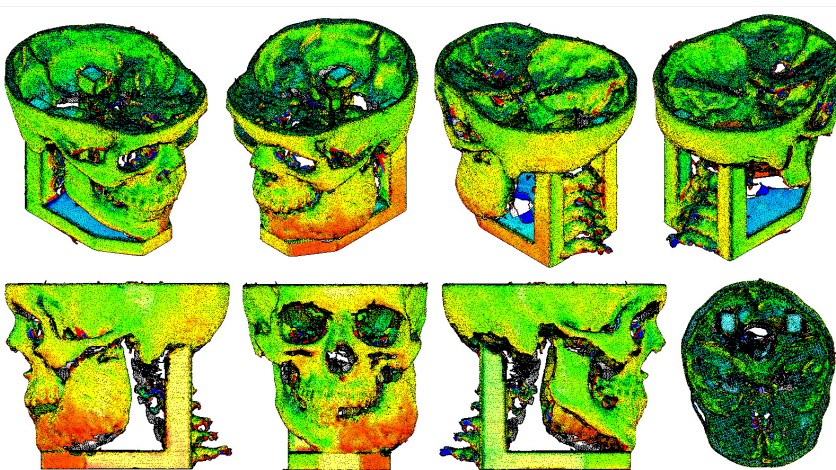
-0.125

-0.250

-0.375

-0.500

-MAX



Nome do modelo: 800507_Cristiane_Brasil_Cranio_04

Número de pontos: 220197

Número linhas de digitalização: Nenhum

Número de triângulos: 417813

Xmin: -17,6459 Xmax: 53,8524 Xlen: 71,4982

Ymin: -71,9339 Ymax: 14,6625 Ylen: 86,5964

Zmin: 0,9622 Zmax: 75,1840 Zlen: 74,2218

Área da superfície de triangularização: 26539,411

Volume fechado de triangularização: 166008,987

Todos os Desvios:

Erro principal: 0,2543

Alcance do erro: -4,5480 a 4,4062

Maior erro: -4,5480 ocorre no ponto 31703

Desvio Padrão: 0,3001

(64% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,2543)

(92% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,5544)

(96% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,8545)

Comparação CopyCad (Crânio 4)

0.500

0.450

0.400

0.350

0.300

0.250

0.200

-0.200

-0.250

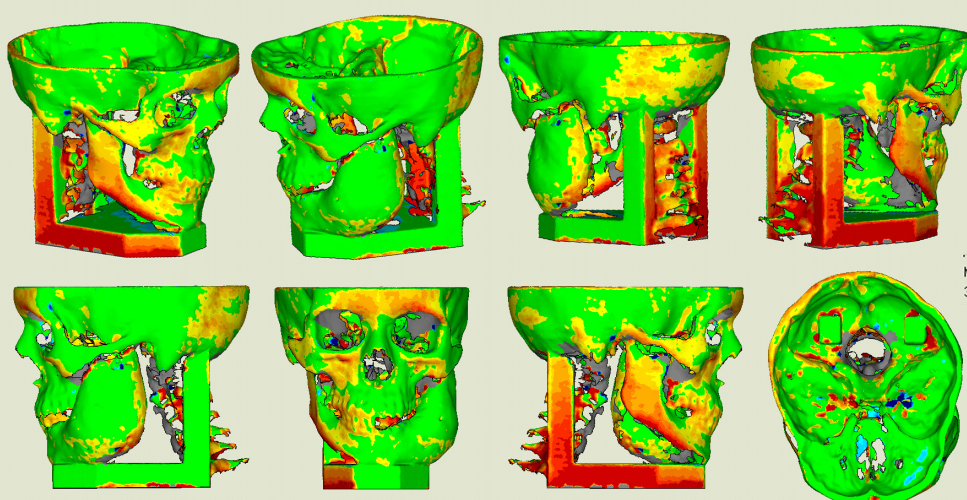
-0.300

-0.350

-0.400

-0.450

-0.500



Standard Deviation: 0.329 mm

Average +/-: 0.224 / -0.214 mm

Max +/-: 4.328 / -4.231 mm

3D Deviation

Comparação Geomagic (Crânio 4)

Tabela 7.27 – Tabela de Comparações – Caso II.09

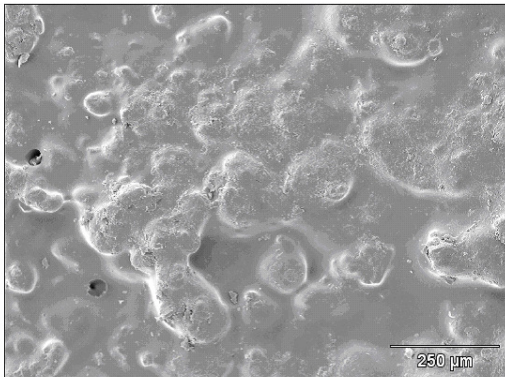
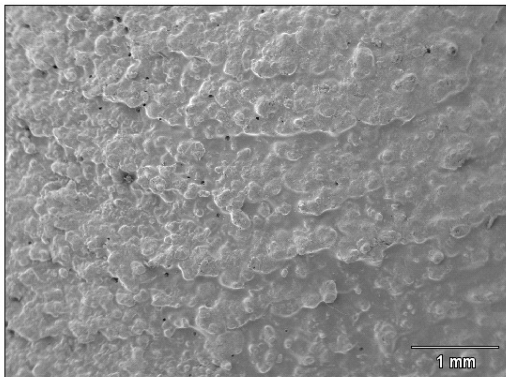
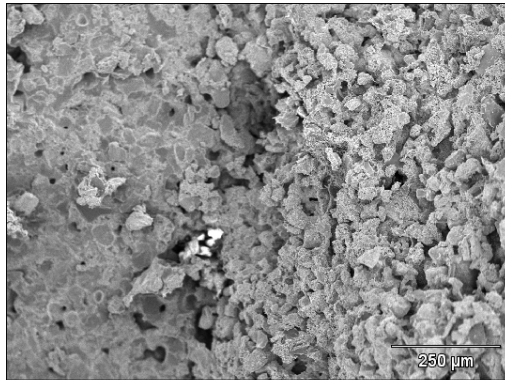
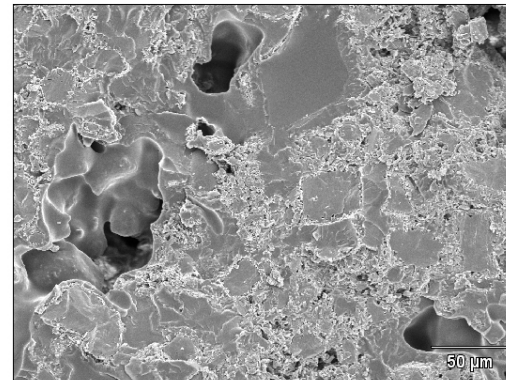
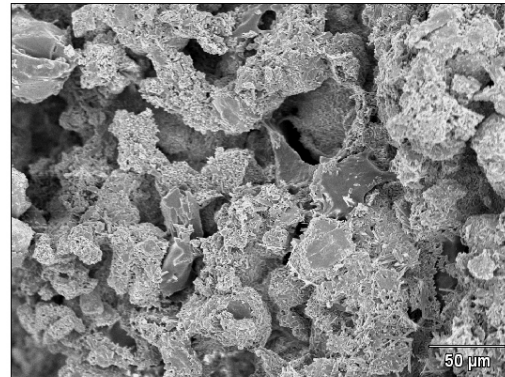
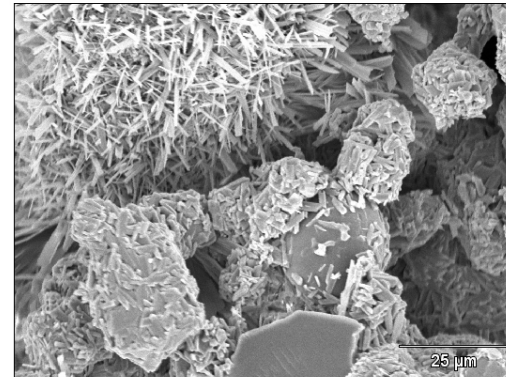
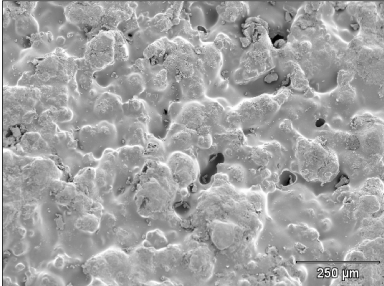
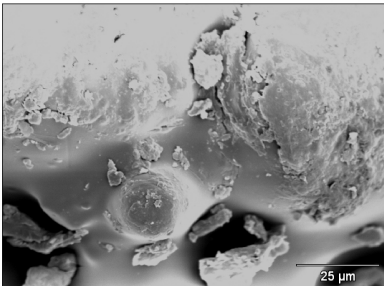
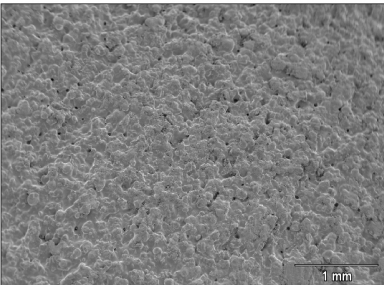
Caso II.09 – Características da Comparação									
Objetivos	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação equipamento microscópio e metalizador (Caso I)								
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius					
Equipamento	Microscópio Metalizador	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56					
Superfície externa		20609		65535	Superfície externa		15260		65535
									
Fratura - interface		7499		65535	Fratura - superfície		2777		65535
									
Fratura - interior		7651		65535	Fratura - interior		7342		65535
									

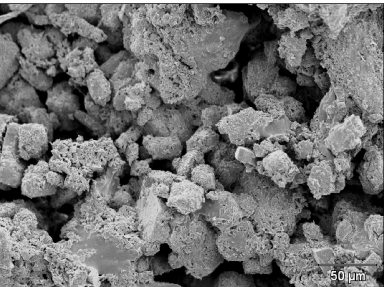
Tabela 7.28 – Tabela de Comparações – Caso II.10

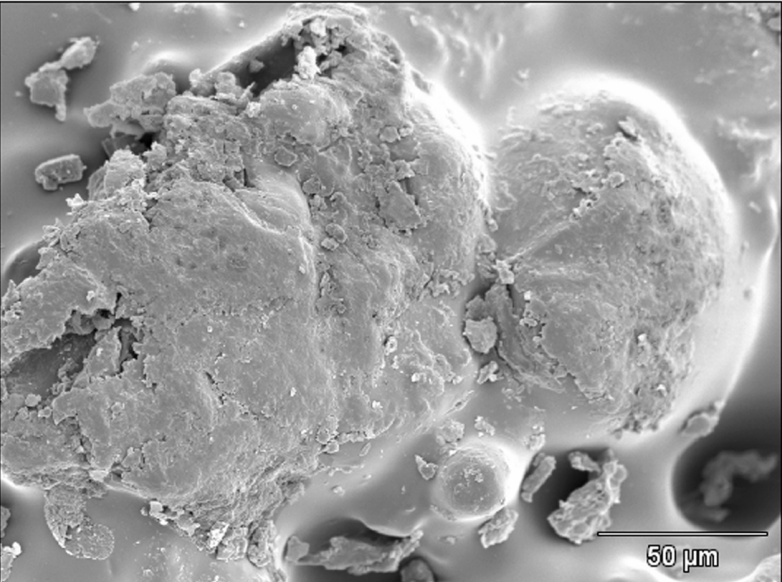
Caso II.10 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação equipamento microscópio e metalizador (Caso I)			
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento	Microscópio Metalizador	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58

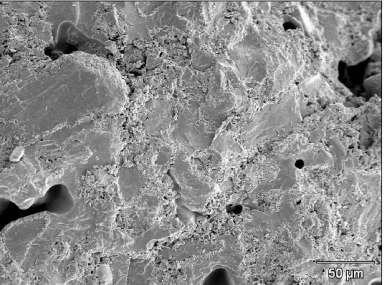
Superfície externa470265535

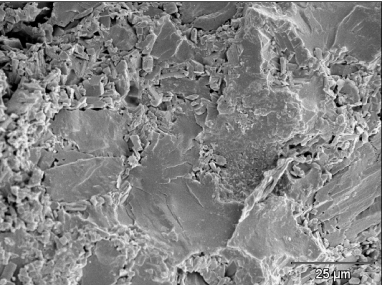
Superfície externa1309365535

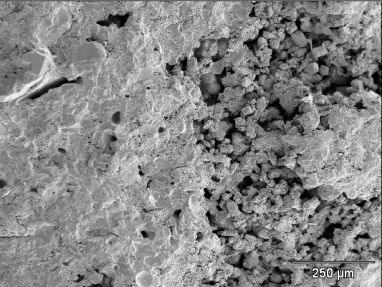
Superfície externa1742465036

Fratura - interior512165535

Superfície externa534365535

Fratura - superfície3165535

Fratura - superfície645765535

Fratura - interface3165535

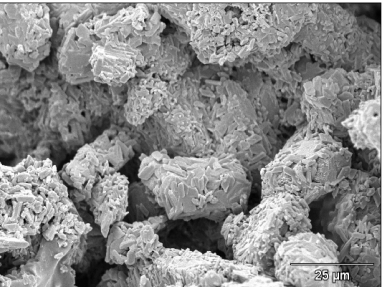
Fratura - interior351965535

Tabela 7.29 – Tabela de Comparações – Caso II.11

Caso II.11 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças na estrutura entre dois modelos de prototipagem rápida por impressão tridimensional (3DP) utilizando para comparação máquina fotográfica (Caso II)			
Caso	Caso II	1:2	Software de Segmentação	InVesalius
Equipamento	Máquina fotográfica	Equipamento Prototipagem Rápida		Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56 Crânio 4: Z510/ZP130/ZB58



Fotos do Crânio 2 (Z310)



Fotos do Crânio 4 (Z510)

7.4 Estudo de Caso III

A metodologia utilizada neste caso está ilustrada na **Figura 7.21**, com seus respectivos desdobramentos. Uma consideração importante foi observada durante este estudo de caso, onde pôde ser constatado a não formação de osso na geração do modelo virtual. Três softwares de segmentação foram utilizados (InVesalius, Analyze e ScamIP). Uma última etapa foi acrescentada ao processo para fazer a conferência dos dados através do software Accurex no lugar da conferência por digitalização.

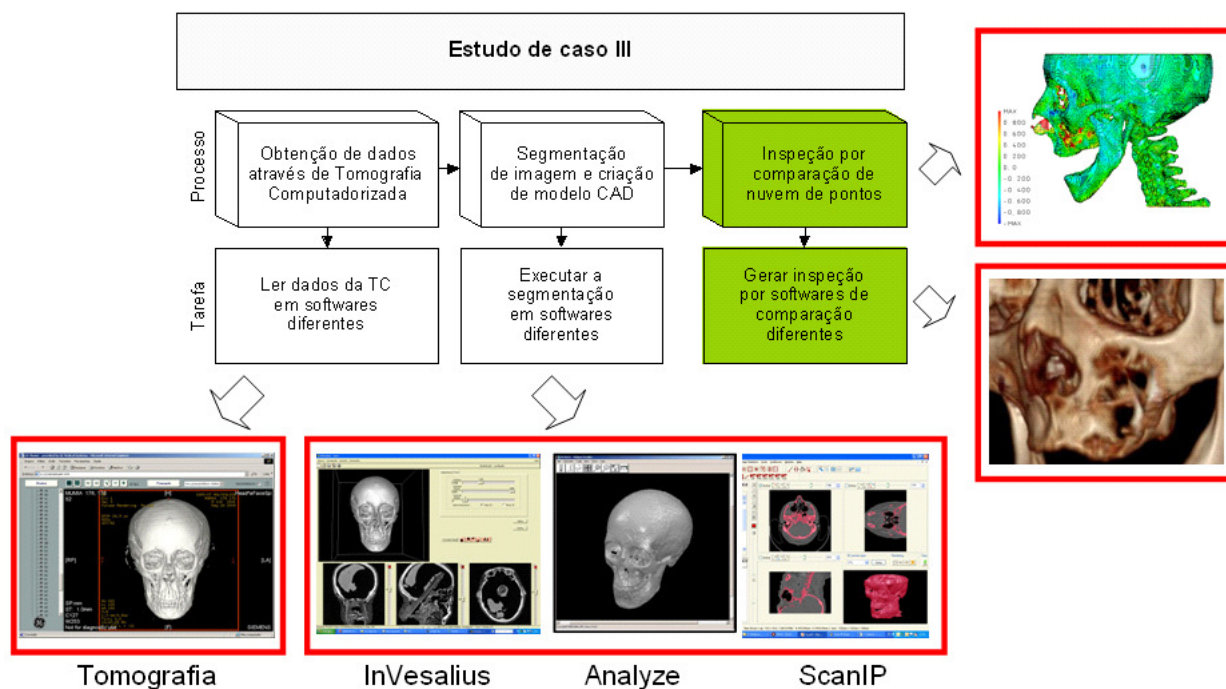


Figura 7.21 – Metodologia aplicada no Caso III

A seguir são apresentadas as informações das comparações deste estudo de caso. Foram realizadas três comparações, apresentadas na **Tabela 7.30**. Também foram confeccionados três protótipos virtuais. A partir dos modelos virtuais foram geradas as comparações.

Tabela 7.30 – Comparações do estudo de Caso III

Comparações do Estudo de Caso III		
Comparações	Objetivos	Variáveis
Caso III.01	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso III)	Segmentação: InVesalius
Caso III.02		Segmentação: Analyze
Caso III.03		Segmentação: InVesalius
		Segmentação: ScanIP
		Segmentação: Analyze
		Segmentação: ScanIP

Tabela 7.31 – Tabela de Comparações – Caso III.01

Caso III.01 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando dois softwares de comparação (Caso III)			
Caso	Caso III	1:1	Software de Segmentação	InVesalius x Analyze
Equipamento Digitalização	Não utilizado		Equipamento Prototipagem Rápida	Não utilizado
Software de Comparação	CopyCad		Dimensões: 144,77 x 187,9 x 158,0 84% dos pontos têm erro < 0,4671 94% dos pontos têm erro < 1,5057 94% dos pontos têm erro < 2,5442	Desvio-padrão: 1,0386 Erro principal: 0,4671 Total de pontos: 289.489
	Kube		93% dos pontos têm erro < 1,0051 94% dos pontos têm erro < 2,0101 96% dos pontos têm erro < 3,0152	Desvio-padrão: 1,0051 Erro médio: -0,1128

Comparação CopyCad

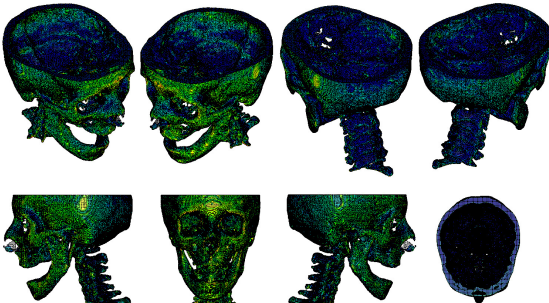
Ranges	Inside	%	Outside	%
1.0051	322668	93.33	23047	6.67
2.0101	328005	94.89	17710	5.12
3.0152	330594	95.63	15121	4.37
4.0203	335560	97.06	10155	2.94
5.0254	342799	98.15	2626	0.85

Comparação Kube

Tabela 7.32 – Tabela de Comparações – Caso III.02

Caso III.02 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando um software de comparação (Caso III)			
Caso	Caso III	1:1	Software de Segmentação	InVesalius x ScanIP
Equipamento Digitalização	Não utilizado		Equipamento Prototipagem Rápida	Não utilizado
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 144,77 x 187,9 x 158,0		Desvio-padrão: 0,8811
		79% dos pontos têm erro < 0,4876		Erro principal: 0,4876
		92% dos pontos têm erro < 1,3687		Total de pontos: 289.489
		93% dos pontos têm erro < 2,2498		
MAX 0.800 0.600 0.400 0.200 0.0 -0.200 -0.400 -0.600 -0.800 -MAX Nome do modelo: Caso_III_001 Número de pontos: 299489 Número linhas de digitalização: Nenhum Número de triângulos: 179119 Xmin: 39,6038 Xmax: 184,3826 Ymin: 144,7788 Ymax: 24,4582 Zmin: 187,9279 Zmax: 158,3992 Área da superfície de triangulação: 174011,563 Volume fechado de triangulação: 472276,963 Todos os Desvios: Erro principal: 0,4876 Alcance do erro: -0,1767 a 0,6795 Maior erro: 0,6795 ocorre no ponto 702127 Desvio Padrão: 0,8811 (79% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,4876) (92% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,3687) (93% de erros tem uma magnitude abaixo de 2,2498)				
Comparação CopyCad Caso III				

Tabela 7.33 – Tabela de Comparações – Caso III.03

Caso III.03 – Características da Comparação				
Objetivos	Identificar as diferenças dimensionais entre dois softwares de segmentação diferentes utilizando um software de comparação (Caso III)			
Caso	Caso III	1:1	Software de Segmentação	Analyze x ScanIP
Equipamento Digitalização	Não utilizado		Equipamento Prototipagem Rápida	Não utilizado
Software de Comparação	CopyCad	Dimensões: 143,99 x 187,61 x 157,33		Desvio-padrão: 0,4212
		57% dos pontos têm erro < 0,4613 88% dos pontos têm erro < 0,8825 97% dos pontos têm erro < 1,3037		Erro principal: 0,4613 Total de pontos: 347.925
MAX 0.500 0.375 0.250 0.125 0.0 -0.125 -0.250 -0.375 -0.500 -MAX  Nome do modelo: Model_Analise_posic Número de pontos: 347925 Número linhas de digitalização: Nenhum Número de triângulos: 690885 Xmin: 39,9547 Xmax: 183,9497 Ymin: 143,9950 Ymax: -212,6205 Zmin: -0,5940 Zmax: 187,3384 Área da superfície de triangulação: 183263,447 Volume fechado de triangulação: 466974,450 Todos os Desvios: Erro principal: 0,4613 Alcance do erro: -0,9676 a 5,2203 Maior erro: -0,9676 ocorre no ponto 43669 Desvio Padrão: 0,4212 (57% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,4613) (88% de erros tem uma magnitude abaixo de 0,8825) (97% de erros tem uma magnitude abaixo de 1,3037)				
Comparação CopyCad Caso III				

Capítulo 8

Resultados e discussões

Para análise dos resultados os seguintes critérios foram utilizados:

- **Comparação visual:** Os modelos virtuais foram analisados através de imagens da mesma região, representadas em pontos e triângulos;
- **Média simples:** Para avaliação dos erros numéricos e por se tratar de uma nuvem de pontos tridimensional, o erro médio foi representado através da seguinte fórmula:

$$\text{Erro médio simples do desvio padrão (mm)} = \frac{\text{somatória do desvio-padrão (mm ou \%)}{\text{número de itens somados}}$$

Dentro deste contexto, considerou-se que as medidas totais de X, Y e Z seriam utilizadas para o cálculo da porcentagem do erro, pela fórmula:

$$\text{Erro médio simples do desvio padrão (\%)} = \frac{\text{Erro médio simples do desvio padrão (mm)}}{\text{Medida de X, Y ou Z (mm)}}$$

8.1 Discussões do Caso I

A **Tabela 8.1** mostra que os modelos virtuais são bastante similares entre si. Contudo, o resultado obtido depende muito dos recursos de software utilizados e do treinamento técnico do operador do mesmo. É recomendado que o processo de segmentação de imagens seja acompanhado por um profissional especializado e de preferência supervisionado e aprovado pela equipe médica que utilizará o biomodelo.

A **Tabela 8.2** mostra o erro médio simples do desvio-padrão das comparações. Aqui podem ser observados quais itens foram comparados, os erros encontrados e em quais softwares os mesmos foram calculados.

A **Tabela 8.3** mostra que o erro médio simples dos **protótipos virtuais do Caso I** foi de **0,9721mm**, representando **0,5362%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

A **Tabela 8.4** mostra que o erro médio simples dos **protótipos físicos do Caso I** foi de **0,4227mm**, representando **0,3600%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

A **Tabela 8.5** mostra que o erro médio simples das **digitalizações do Caso I** foi de **0,7765mm**, representando **0,8894%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

O erro geral do Caso I foi obtido através da média simples entre o maior e o menor erro encontrado. Portanto, a **Tabela 8.6** mostra que o erro **médio simples do Caso I** foi de **0,7471mm**, representando **0,8556%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

A **Figura 8.1** sugere ainda, que possam existir deformações tridimensionais decorrentes da construção do protótipo, sendo que isto pode ter ocorrido devido a maior concentração de massa (e conseqüentemente, maior peso) do protótipo em uma determinada região.

Tabela 8.1 – Comparações visuais do Caso I

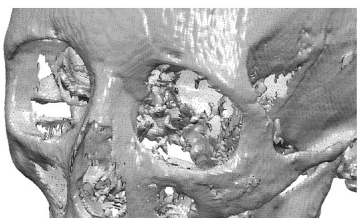
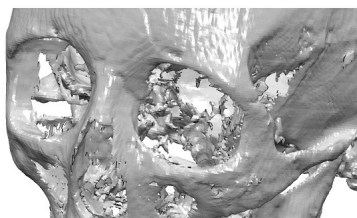
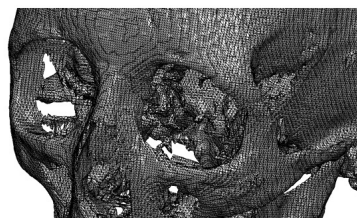
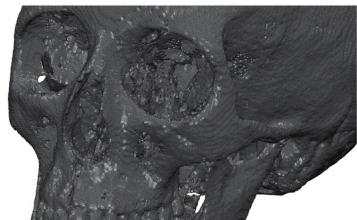
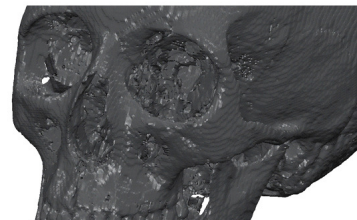
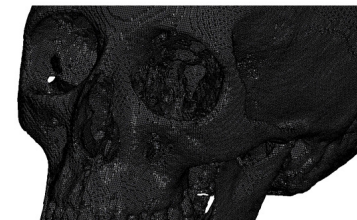
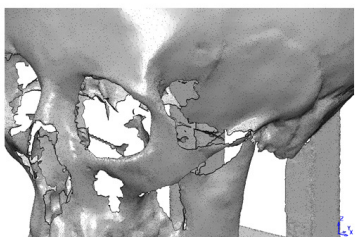
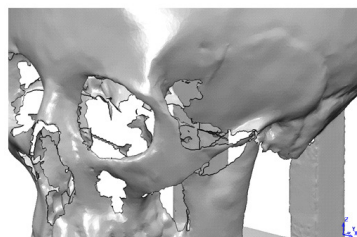
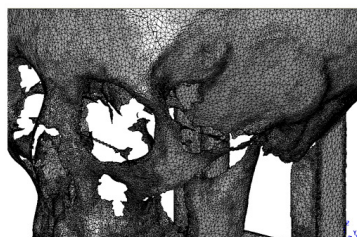
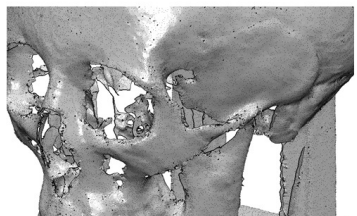
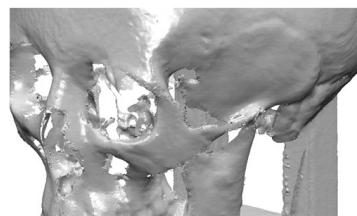
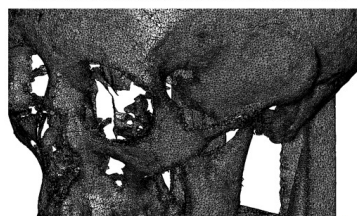
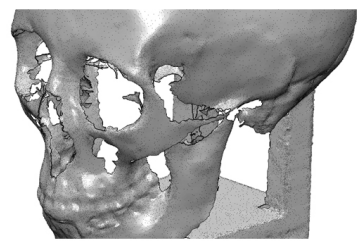
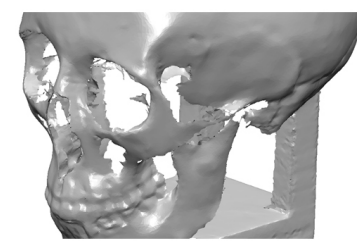
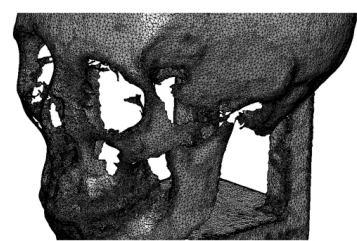
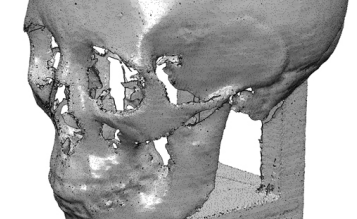
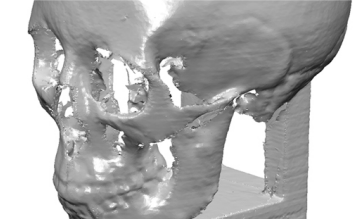
Comparações visuais – Caso I						
I n v e s t i g a ç ã o				A n a l i z e		
						
Comparação visual entre <i>softwares</i> de segmentação						
M o d e l M a k e r				O r c u s		
						
Comparação visual entre digitalizações do Crânio 1						
M o d e l M a k e r				O r c u s		
						
Comparação visual entre digitalizações do Crânio 3						

Tabela 8.2 – Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso I

Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso I				
Comparações	Desvio-padrão			
	CopyCad	Kube	Geomagic	média simples
InVesalius x Analyze	1,2997	0,6444	-	0,9721
Crânio 1 (Z310) x Crânio 3 (Z510)	1,2110	0,3018	-	0,7564
Crânio 1 (Z310) x Crânio 5 (SLS)	1,6520	1,0546	-	1,3533
Crânio 3 (Z510) x Crânio 5 (SLS)	1,2039	0,8289	-	1,0164
InVesalius x Crânio 1 (Z310)	0,2445	0,2204	-	0,2325
InVesalius x Crânio 3 (Z510)	0,1088	0,1728	-	0,1408
InVesalius x Crânio 5 (SLS)	0,2617	0,7010	-	0,4814
MMaker x Orcus – Crânio 1 (Z310)	1,3742	-	0,558	0,9661
MMaker x Orcus – Crânio 3 (Z510)	0,6629	-	0,511	0,5870
InVesalius x Crânio Grande (Z310)	0,8412	0,8311	-	0,8362

Tabela 8.3 – Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso I

Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso I					
Descrição	Erro médio	X: 155,00	Y: 183,24	Z: 215,54	média simples
InVesalius x Analyze	0,9721	0,6271%	0,5305%	0,4510%	0,5362%
Erro médio simples dos protótipos virtuais				0,9721 mm	0,5362%

Tabela 8.4 – Erro médio (%) das comparações – Caso I

Erro médio (%) dos protótipos físicos – Caso I					
Protótipos 1:2	erro médio	X: 73,32	Y: 91,56	Z: 102,06	média simples
Crânio 1 (Z310)	0,2325	0,3170%	0,2539%	0,2278%	0,2662%
Crânio 3 (Z510)	0,1408	0,1920%	0,1538%	0,1380%	0,1613%
Crânio 5 (Z310)	0,4814	0,6565%	0,5257%	0,4716%	0,5513%
Protótipo 1:1	erro médio	X: 155,00	Y: 183,24	Z: 215,54	média simples
Crânio Grande (Z310)	0,8362	0,5395%	0,4563%	0,3879%	0,4612%
Erro médio simples dos protótipos físicos				0,3669 mm	0,3600%

Tabela 8.5 – Erro médio (%) das digitalizações – Caso I

Erro médio (%) das digitalizações – Caso I					
Protótipos 1:2	erro médio	X: 73,32	Y: 91,56	Z: 102,06	média simples
MMaker x Orcus Crânio 1 (Z310)	0,9661	1,3176%	1,0552%	0,9466%	1,1065%
MMaker x Orcus Crânio 3 (Z510)	0,5870	0,8006%	0,6411%	0,5752%	0,6723%
Erro médio simples das digitalizações				0,7765 mm	0,8894%

Tabela 8.6 – Erro máximo e mínimo (%) das comparações – Caso I

Erro máximo e mínimo (%) do Estudo de Caso I					
Descrição	erro médio	X: 155,00	Y: 183,24	Z: 215,54	média simples
Menor erro ⁽¹⁾	0,1408	0,1920%	0,1538%	0,1380%	0,1613%
Maior erro ⁽²⁾	1,3533	1,8457%	1,4780%	1,3260%	1,5499%
Erro médio simples do Caso I				0,7471mm	0,8556%

(1) menor erro foi encontrado na comparação InVesalius x Crânio 3 (Z310)

(2) maior erro foi encontrado na comparação Crânio 1 (Z310) x Crânio 5 (SLS)

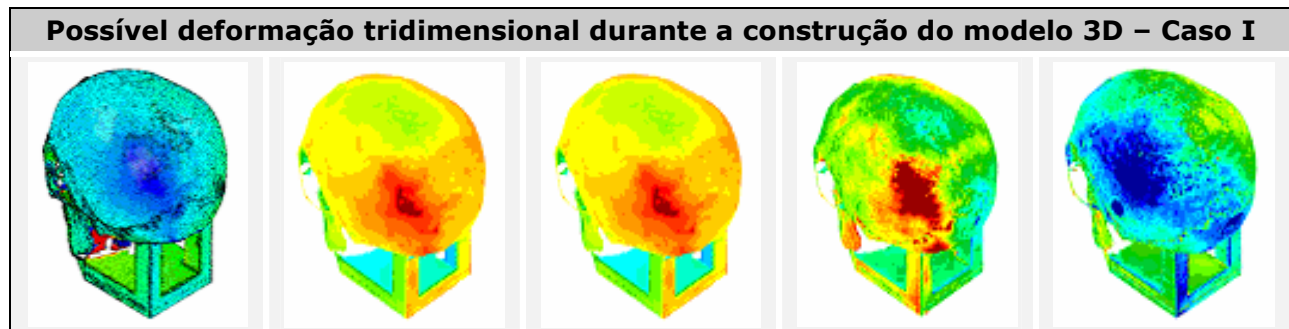


Figura 8.1 – Possível deformação tridimensional durante a construção do modelo 3D – Caso I

8.2 Discussões do Caso II

A **Tabela 8.7** mostra que os modelos virtuais também são bastante similares entre si. Continua valendo aqui a observação que o resultado obtido depende muito dos recursos de software utilizados e do treinamento técnico do operador do mesmo. Ainda vale repetir também a recomendação de que o processo de segmentação de imagens seja acompanhado por um profissional especializado e de preferência supervisionado e aprovado pela equipe médica que utilizará o biomodelo.

A **Tabela 8.8** mostra o erro médio simples do desvio-padrão das comparações. Aqui podem ser observados quais itens foram comparados, os erros encontrados e em quais softwares os mesmos foram calculados.

A **Tabela 8.9** mostra que o erro médio simples dos **protótipos virtuais do Caso II** foi de **0,8654mm**, representando **0,5741%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

A **Tabela 8.10** mostra que o erro médio simples dos **protótipos físicos do Caso II** foi de **0,2861mm**, representando **0,3694%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

A **Tabela 8.11** mostra que o erro médio simples das **digitalizações do Caso II** foi de **0,3422mm**, representando **0,4419%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

O erro geral do Caso II foi obtido através da média simples entre o maior e o menor erro encontrado. Portanto, a **Tabela 8.12** mostra que o erro **médio simples do Caso II** foi de **0,7006mm**, representando **0,5294%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

A **Figura 8.2** sugere que o Caso II, assim como no Caso I, apresente uma possível existência de deformações tridimensionais decorrentes da construção do protótipo, sendo que isto pode ter ocorrido devido a maior concentração de massa (e conseqüentemente, maior peso) do protótipo em uma determinada região.

Tabela 8.7 – Comparações visuais do Caso II

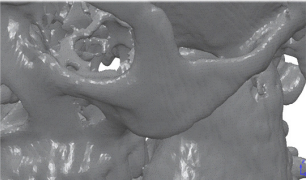
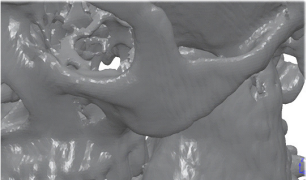
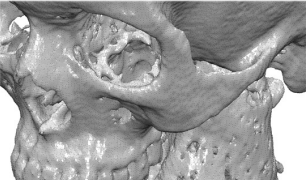
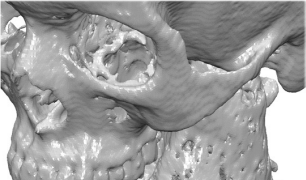
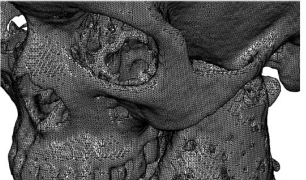
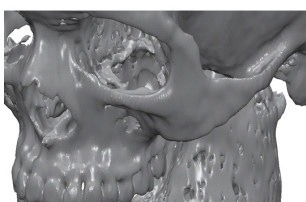
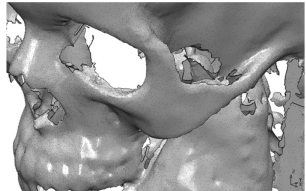
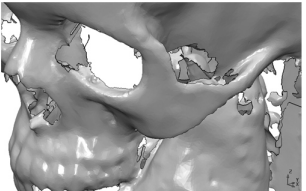
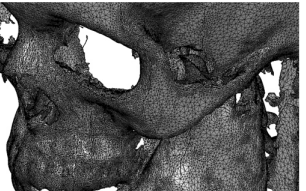
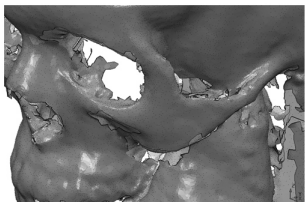
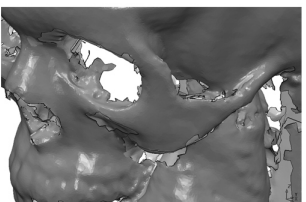
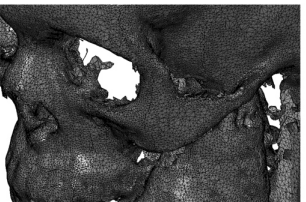
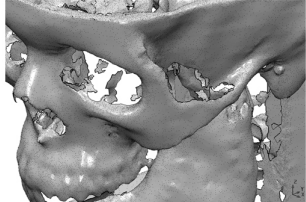
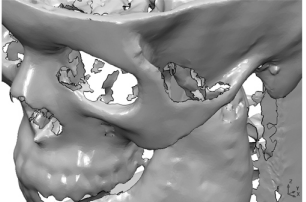
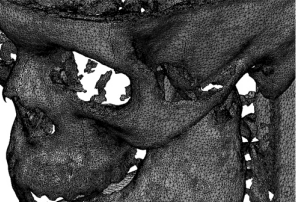
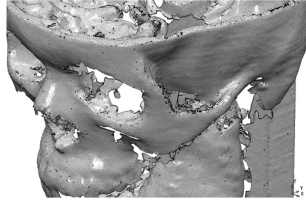
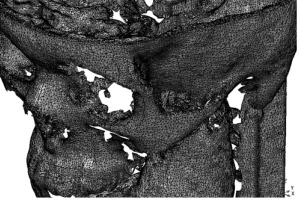
Comparações visuais do Caso II			
I n v e s t i g a ç ã o			
			
			
Comparação visual entre <i>softwares</i> de segmentação			
M o d e l M a k e r			
			
Comparação visual entre digitalizações do Crânio 2			
M o d e l M a k e r			
			
Comparação visual entre digitalizações do Crânio 4			

Tabela 8.8 – Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso II

Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso II				
Comparações	Desvio-padrão			
	CopyCad	Kube	Geomagic	média simples
InVesalius x Analyze	1,0739	0,9005	-	0,9872
InVesalius x ScanIP	1,1950	-	-	1,1950
Analyze x ScanIP	0,4141	-	-	0,4141
Crânio 2 (Z310) x Crânio 4 (Z510)	0,8669	-	0,3682	0,6176
InVesalius x Crânio 2 (Z310)	0,4397	0,2924	-	0,3661
InVesalius x Crânio 4 (Z510)	0,2381	0,1742	-	0,2062
MMaker x Orcus – Crânio 2 (Z310)	0,3888	-	0,351	0,3699
MMaker x Orcus – Crânio 4 (Z510)	0,3001	-	0,329	0,3146

Tabela 8.9 – Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso II

Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso II					
Descrição	Erro médio	X: 142,97	Y: 176,2	Z: 138,3	média simples
InVesalius x Analyze	0,9872	0,6905%	0,5603%	0,7138%	0,6549%
InVesalius x ScanIP	1,1950	0,8358%	0,6782%	0,8641%	0,7927%
Analyze x ScanIP	0,4141	0,2896%	0,2350%	0,2994%	0,2747%
Erro médio dos protótipos virtuais				0,8654mm	0,5741%

Tabela 8.10 – Erro médio (%) dos protótipos físicos – Caso II

Tabela geral do erro médio (%) dos protótipos físicos – Caso II					
Protótipos 1:2	erro médio	X: 71,71	Y: 88,05	Z: 74,44	média simples
Crânio 2 (Z310)	0,3661	0,5105%	0,4157%	0,4917%	0,4726%
Crânio 4 (Z510)	0,2062	0,2875%	0,2341%	0,2769%	0,2662%
Erro médio dos protótipos físicos				0,2861mm	0,3694%

Tabela 8.11 – Erro médio (%) das digitalizações – Caso I

Erro médio (%) das digitalizações – Caso II					
Protótipos 1:2	erro médio	X: 142,97	Y: 176,2	Z: 138,3	média simples
MMaker x Orcus Crânio 2 (Z310)	0,3699	0,5158%	0,4201%	0,4969%	0,4776%
MMaker x Orcus Crânio 4 (Z510)	0,3146	0,4386%	0,3572%	0,4226%	0,4061%
Erro médio simples das digitalizações				0,3422mm	0,4419%

Tabela 8.12 – Erro máximo e mínimo (%) das comparações – Caso II

Erro máximo e mínimo (%) do Estudo de Caso II					
Descrição	erro médio	X	Y	Z	média simples
Menor erro ⁽¹⁾	0,2062	71,71 0,2875%	88,05 0,2341%	74,44 0,2769%	0,2662%
Maior erro ⁽²⁾	1,1950	142,97 0,8358%	176,2 0,6782%	138,3 0,8641%	0,7927%
Erro médio simples do Caso II				0,7006mm	0,5294%

(1) menor erro foi encontrado na comparação InVesalius x Crânio 4 (Z510)

(2) maior erro foi encontrado na comparação InVesalius x ScanIP

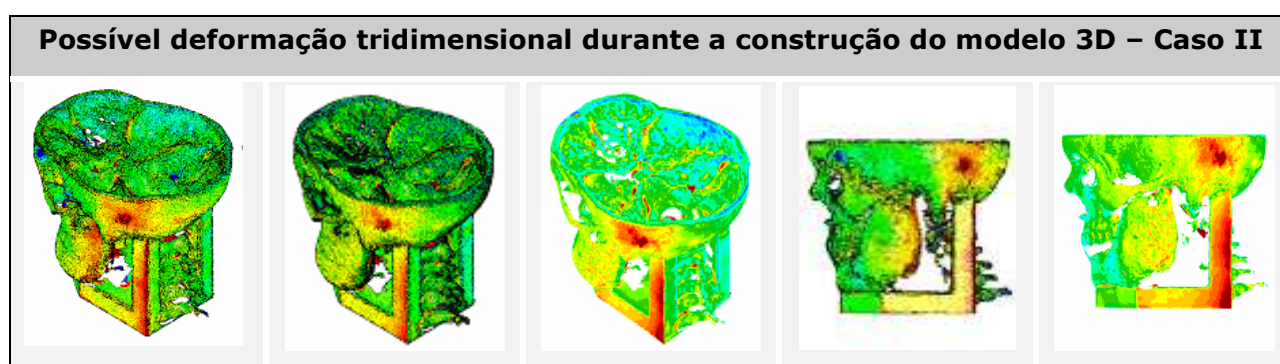


Figura 8.2 – Possível deformação tridimensional durante a construção do modelo 3D – Caso II

8.3 Discussões do Caso III

A **Tabela 8.13** mostra que os modelos virtuais também são bastante similares entre si. Continua valendo aqui a observação que o resultado obtido depende muito dos recursos de software utilizados e do treinamento técnico do operador do mesmo. Ainda vale repetir também a recomendação de que o processo de segmentação de imagens seja acompanhado por um profissional especializado e de preferência supervisionado e aprovado pela equipe médica que utilizará o biomodelo.

A **Tabela 8.14** mostra o erro médio simples do desvio-padrão das comparações. Aqui podem ser observados quais itens foram comparados, os erros encontrados e em quais softwares os mesmos foram calculados.

A **Tabela 8.15** mostra que o erro médio simples dos **protótipos virtuais do Caso III** foi de **0,7747mm**, representando **0,4793%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

O erro geral do Caso III foi obtido através da média simples entre o maior e o menor erro encontrado. Portanto, a **Tabela 8.16** mostra que o erro **médio simples do Caso III** foi de **0,7215mm**, representando **0,4463%** das medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada.

Tabela 8.13 – Comparações visuais do Caso III

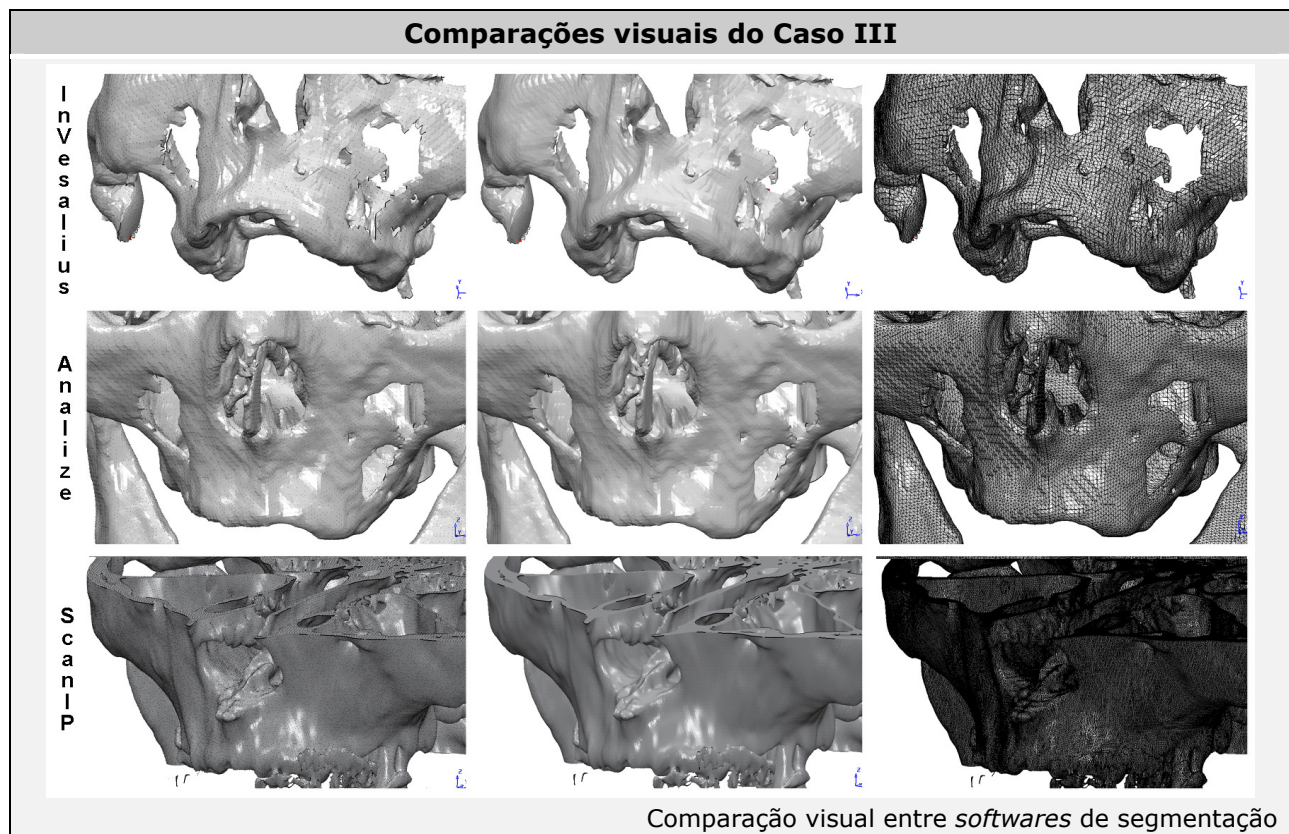


Tabela 8.14 – Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso III

Tabela geral do desvio-padrão das comparações – Caso III				
Comparações	Desvio-padrão			
	CopyCad	Kube	Geomagic	média simples
InVesalius x Analyze	1,0386	1,0051	-	1,0219
InVesalius x ScanIP	0,8811	-	-	0,8811
Analyze x ScanIP	0,4212	-	-	0,4212

Tabela 8.15 – Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso III

Erro médio (%) dos protótipos virtuais – Caso III					
Descrição	Erro médio	X: 144,77	Y: 187,90	Z: 158,00	média simples
InVesalius x Analyze	1,0219	0,7058%	0,5438%	0,6467%	0,6321%
InVesalius x ScanIP	0,8811	0,6086%	0,4689%	0,5577%	0,5451%
Analyze x ScanIP	0,4212	0,2909%	0,2242%	0,2666%	0,2606%
Erro médio dos protótipos virtuais				0,7747mm	0,4793%

Tabela 8.16 – Erro máximo e mínimo (%) das comparações – Caso III

Erro máximo e mínimo (%) do Estudo de Caso III					
Descrição	erro médio	X: 144,77	Y: 187,90	Z: 158,00	média simples
Menor erro ⁽¹⁾	0,4212	0,2909%	0,2242%	0,2666%	0,2606%
Maior erro ⁽²⁾	1,0219	0,7058%	0,5438%	0,6467%	0,6321%
Erro médio simples do Caso III				0,7215mm	0,4463%

(1) menor erro foi encontrado na comparação Analyze x ScanIP

(2) maior erro foi encontrado na comparação InVesalius x Analyze

A **Figura 8.3** sugere que seja possível a existência de uma região com falhas, desde o modelo virtual dependendo dos parâmetros da tomografia e da segmentação de imagem devido à parede óssea muito fina. Na parte superior da figura (onde não existe a falha) muito material foi deixado, inclusive tecidos de pele.

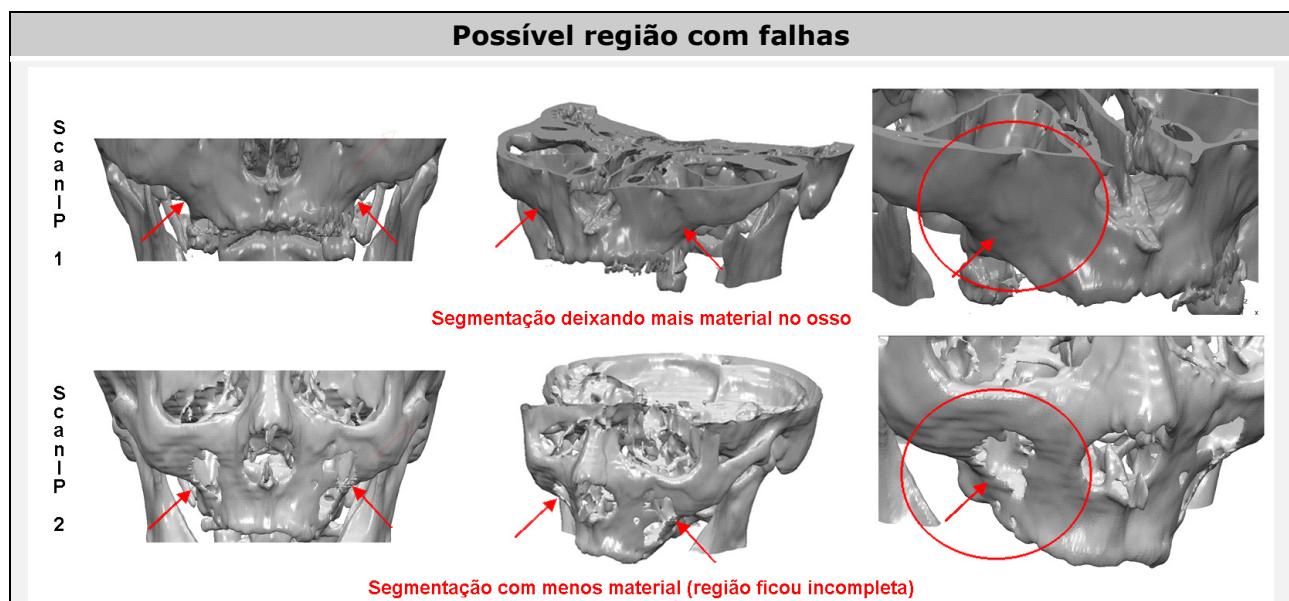


Figura 8.3 – Possível região com falhas (parede óssea muito fina, não sendo representada desde o modelo virtual dependendo dos parâmetros da tomografia e da segmentação de imagem)

A **Figura 8.4** ilustra as divergências na formação da parede: (a) modelo virtual gerado com menos tecido; (b) seta mostra a espessura da parede (muito fina); (c) protótipo físico confeccionado e (d) modelo virtual criado deixando mais tecido (inclusive tecidos da pele).

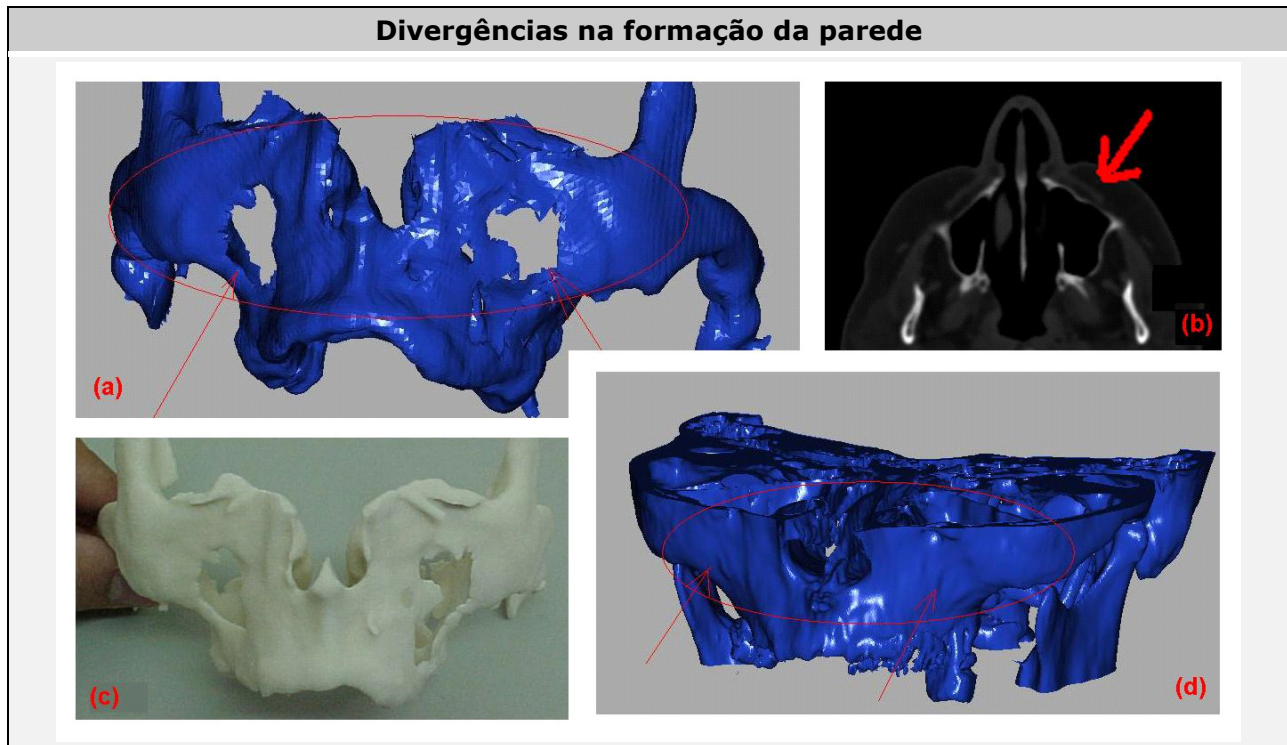


Figura 8.4 – Divergências na formação da parede: (a) modelo virtual gerado com menos tecido; (b) seta mostra a espessura da parede (muito fina); (c) protótipo físico confeccionado e (d) modelo virtual criado deixando mais tecido (inclusive tecidos da pele)

A **Figura 8.5** ilustra a comparação pelo software Accurex: (a) modelo virtual com tecido da pele; (b) fatia posicionada; (c) fatia vista de frente; (d), (e) e (f) imagens do software Accurex indicando que no modelo virtual a parede não será formada (pois ao remover os tecidos essa região também será removida).

A **Figura 8.6** ilustra um exemplo de implante utilizando protótipo para planejamento cirúrgico. A região analisada anteriormente NÃO INTERFERE no planejamento do implante, por isso é aceitável para o planejamento cirúrgico de implantes como o exemplificado.

Comparação pelo software Accurex

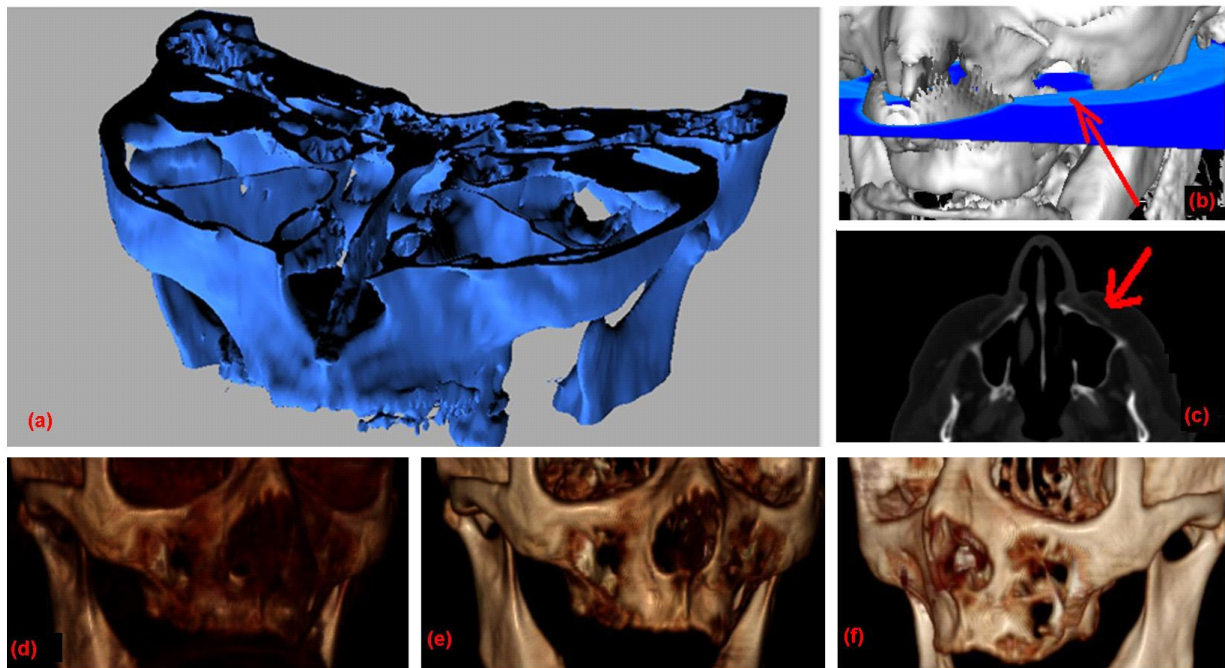


Figura 8.5 – Comparação pelo software Accurex: (a) modelo virtual com tecido da pele; (b) fatia posicionada; (c) fatia vista de frente; (d), (e) e (f) imagens do software Accurex indicando que no modelo virtual a parede não será formada (pois ao remover os tecidos essa região também será removida)

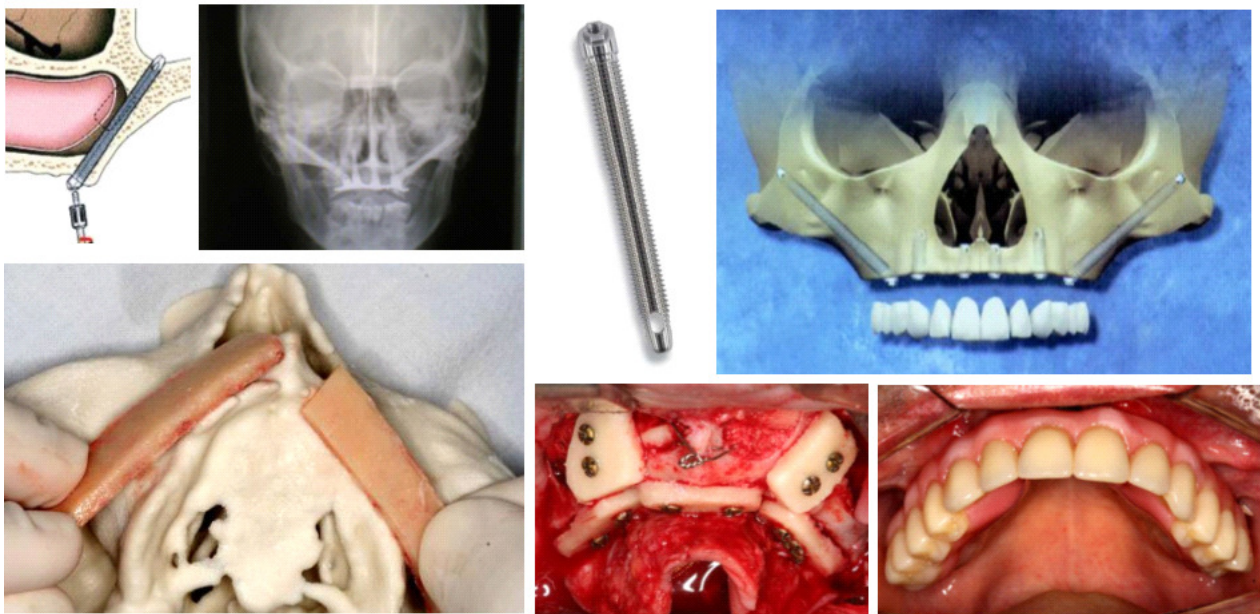


Figura 8.6 – Exemplo de um implante utilizando protótipo para planejamento cirúrgico (cortesia Dr. Samuel Xavier, Forp-Ribeirão Preto)

8.4 Discussões sobre a análise dos materiais

A **Figura 8.7** ilustra a análise de materiais realizada para o Caso I, protótipo “Crânio 1”, sendo o mesmo confeccionado no equipamento Z310, com o substrato ZP102 e o aglomerante ZB56. Na imagem é possível visualizar possíveis grãos de gesso e polímeros, que seriam a composição base da mistura. No detalhe, também é possível visualizar a camada de cianoacrilato aplicada após a impressão na fase de pós-processamento. A qualidade das linhas é influenciada pela combinação de grãos maiores e menores que permitem um melhor preenchimento das mesmas para a formação do modelo prototipado.

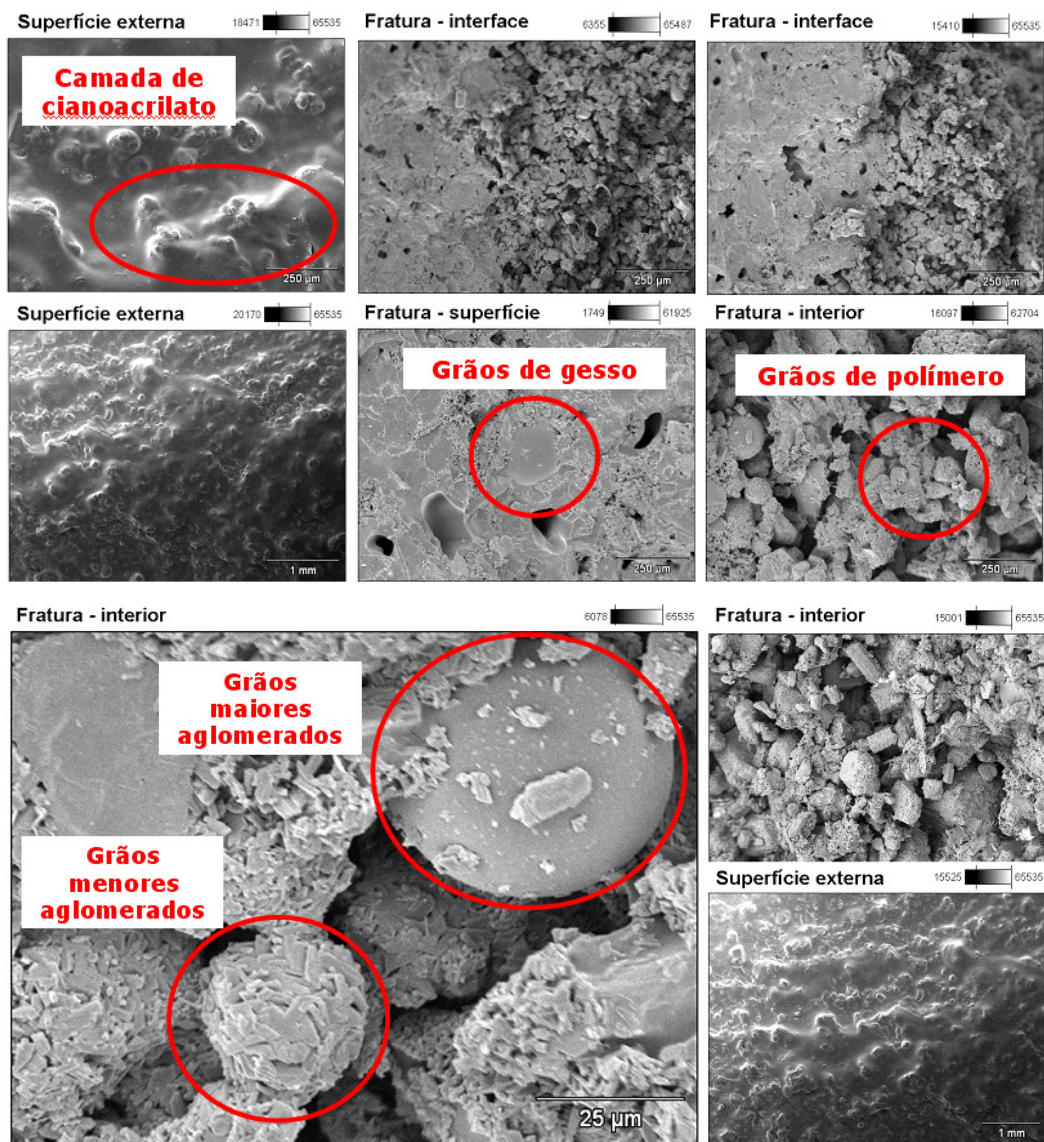


Figura 8.7 – Análise de materiais do Caso I – Crânio 1: Z310/ZP102/ZB56

A **Figura 8.8** ilustra a análise de materiais realizada para o Caso I, protótipo “Crânio 3”, sendo o mesmo confeccionado no equipamento Z510, com o substrato ZP130 e o aglomerante ZB58. A figura ilustra o sentido da impressão do protótipo que é a direção das linhas de impressão. Também pode ser vista a forma arredonda de um dos grãos do substrato. Como no caso anterior, existem grãos maiores e menores para melhor preenchimento das linhas.

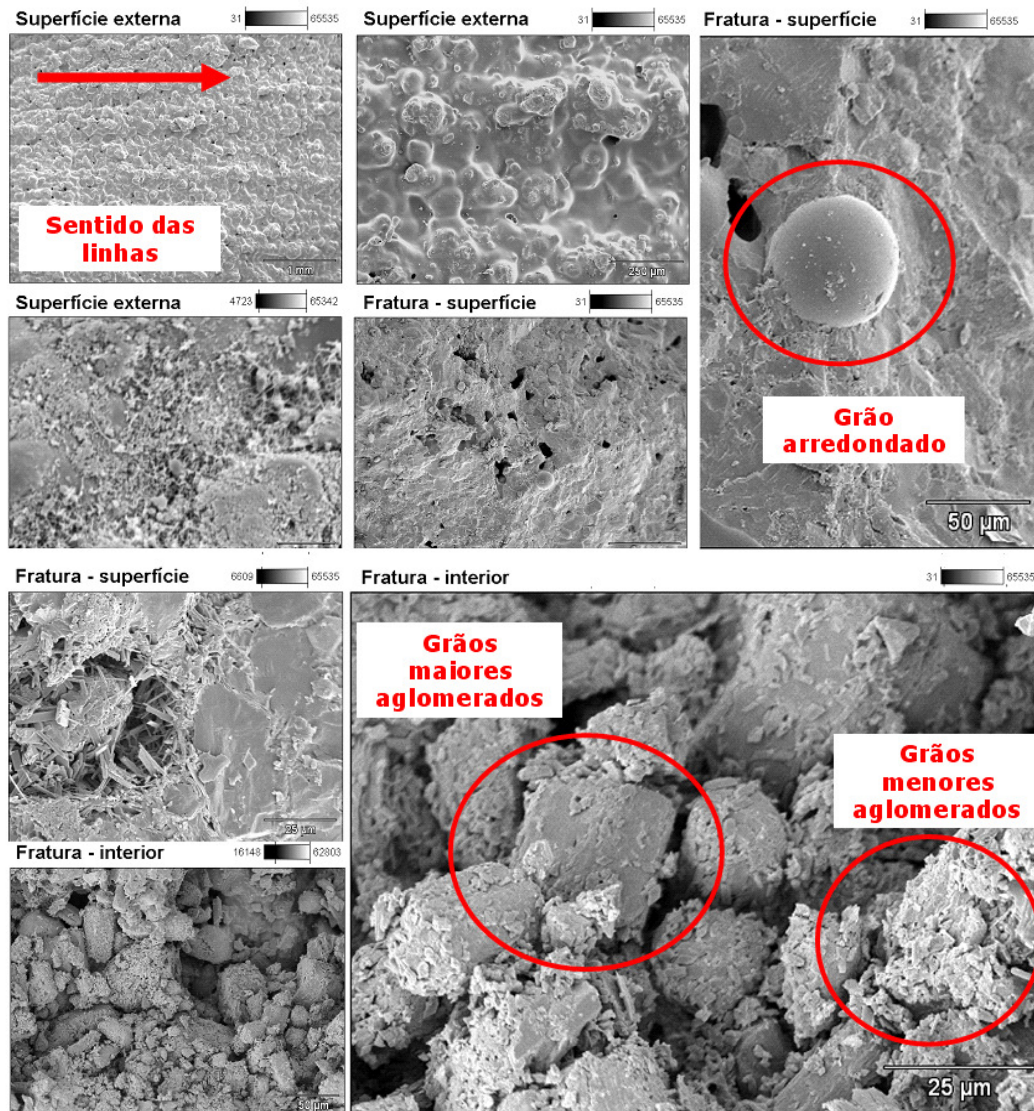
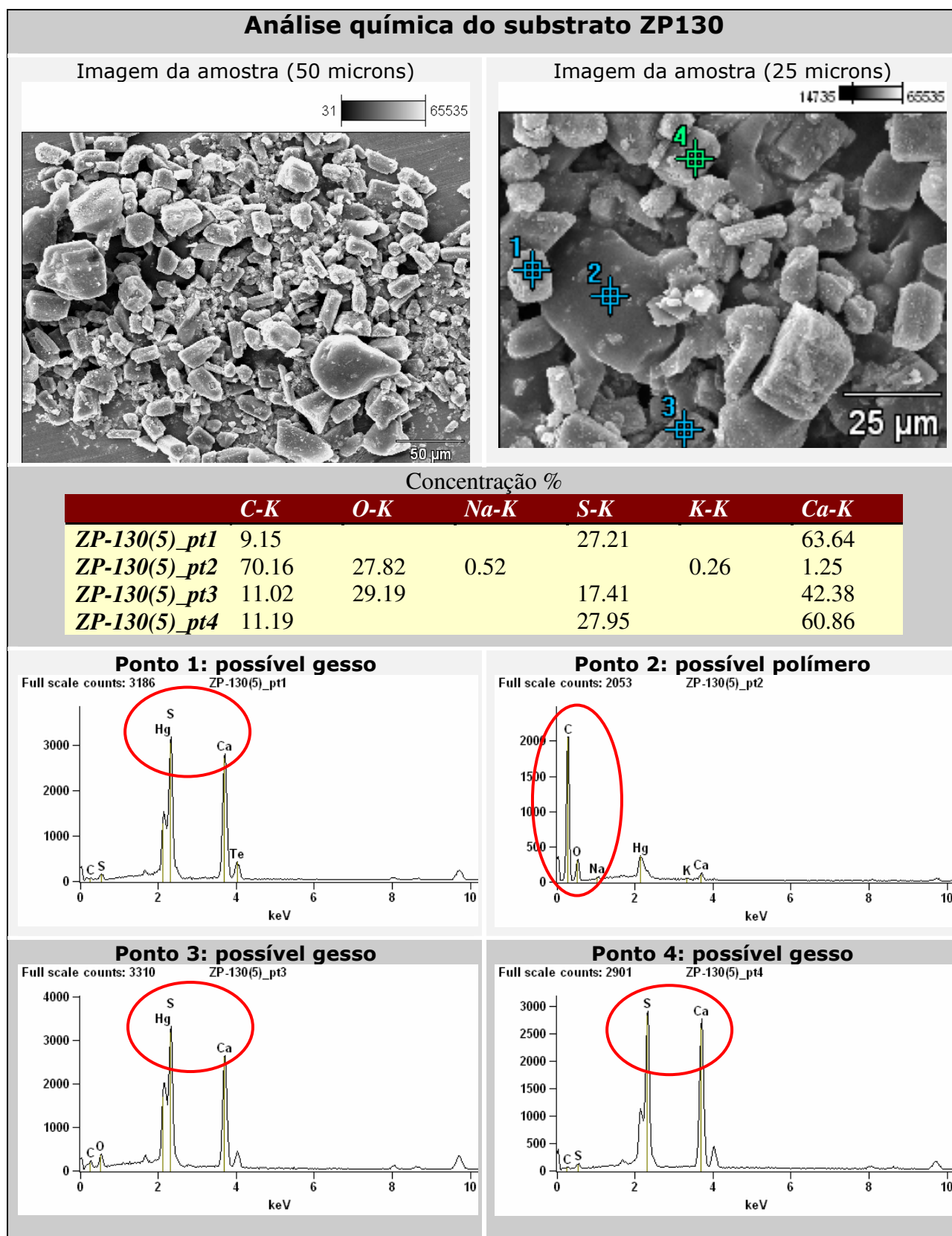


Figura 8.8 – Análise de materiais do Caso I – Crânio 3: Z510/ZP130/ZB58

A **Tabela 8.13** ilustra a análise química de um dos substratos utilizados nesta pesquisa. Basicamente, o material é composto por dois tipos de material: possível gesso (composição S-K e Ca-K nos pontos 1, 3 e 4) e possível polímero) composição C-K e O-K no ponto 2). A tabela mostra duas imagens da amostra analisada, a concentração química, e quatro gráficos de composição química dos pontos analisados.

Tabela 8.17 – Análise química do substrato ZP130



A **Figura 8.9** ilustra a análise de materiais realizada para o Caso II, protótipo “Crânio 2”, sendo o mesmo confeccionado no equipamento Z310, com o substrato ZP102 e o aglomerante ZB56. A imagem mostra a camada de cianoacrilato aplicada no pós-processamento do protótipo. Também é possível visualizar possíveis grãos de gesso e polímero, sendo que estes formam a composição básica do substrato. O detalhe maior ilustra a qualidade dos grãos da superfície após a mesa ser lixada (forma usual de acabamento do protótipo).

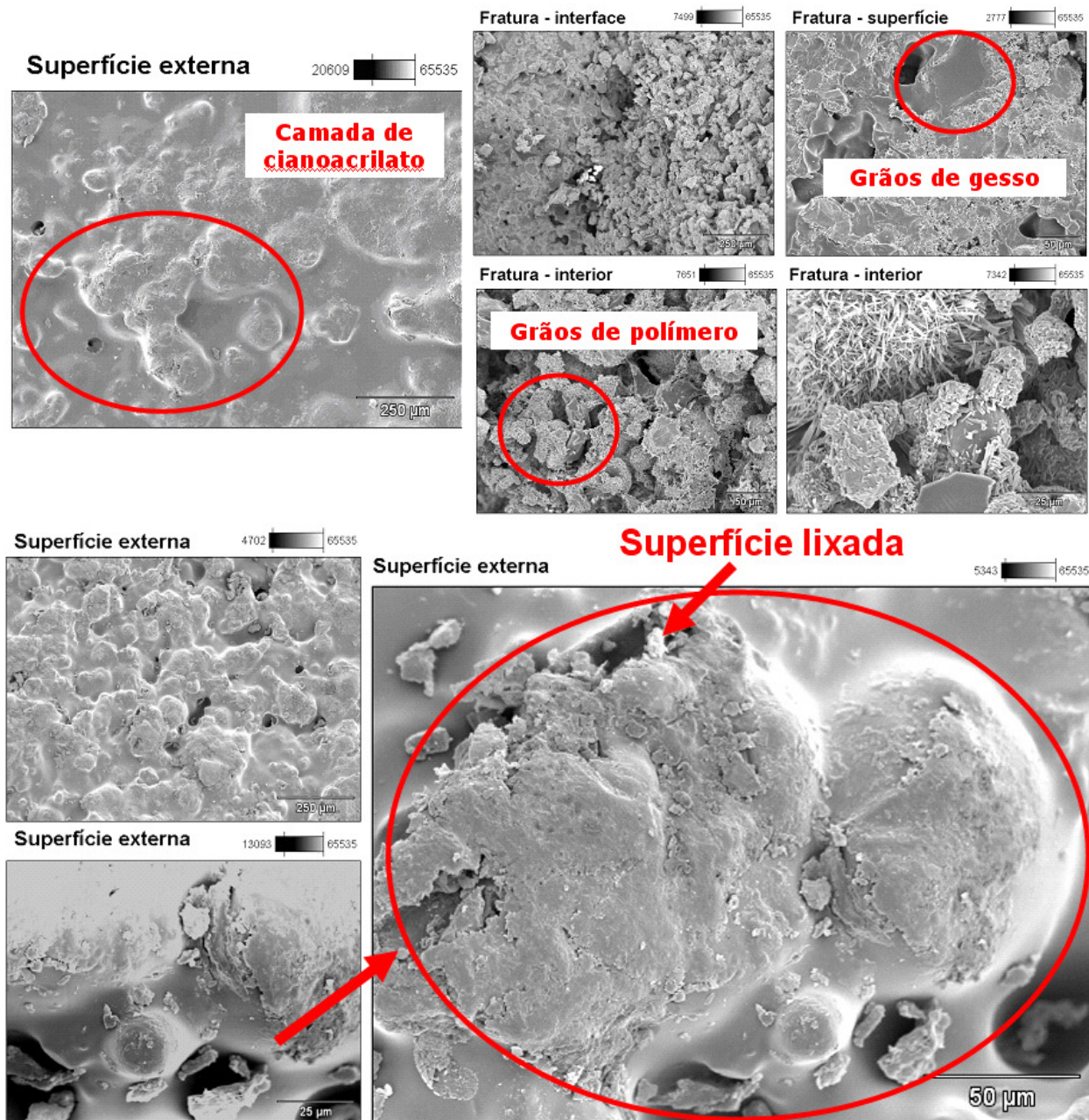


Figura 8.9 – Análise de materiais do Caso II – Crânio 2: Z310/ZP102/ZB56

8.5 Confeccção de protótipo em cores dos erros do processo

Um dos objetivos deste trabalho foi viabilizar o uso de protótipos coloridos para identificar os erros encontrados no processo ou em uma de suas etapas. A comparação entre duas digitalizações do Caso I foi a escolhida para a impressão de um modelo prototipado colorido. Um modelo virtual contendo as informações das cores foi utilizado como base. O protótipo confeccionado está ilustrado na **Figura 8.10**.



Figura 8.10 – Proposta para procedimento de planejamento cirúrgico: confecção de protótipo em cores com representação das variações dimensionais encontradas no processo

Capítulo 9

Conclusões

- A partir da metodologia empregada e dos resultados obtidos, foi observado que o procedimento proposto para verificação de erros dimensionais em protótipos utilizando inspeção por digitalização, composto pelas seguintes etapas: (1) aquisição de dados por tomografia computadorizada; (2) segmentação de imagens e conversão do modelo CAD; (3) confecção do protótipo e (4) digitalização e inspeção do modelo mostra-se viável para a confecção de biomodelos;
- A comparação de cada etapa de trabalho teve como objetivo validar a geometria obtida para então passar a etapa seguinte. A introdução do procedimento de inspeção dos biomodelos por métodos de comparação traz mais confiabilidade para o processo. Demonstra-se assim que os biomodelos auxiliam no planejamento cirúrgico, contribuindo para a redução do tempo de cirurgia, risco de infecção, além do potencial de redução de custos para o sistema público e privado de saúde;
- Os erros dimensionais de cada etapa do procedimento proposto foram analisados utilizando para tanto mais de um recurso, como por exemplo, softwares distintos de comparação (Kube, Copycad e Geomagic), segmentação (InVesalius, Analyze e ScanIP) e inspeção, além de equipamentos diferentes de prototipagem rápida (Z310, Z510 e SLS) e digitalização (ModelMaker e Orgus). O erro geral deste trabalho foi obtido através da média simples entre os três casos apresetados. Sendo assim, a **Tabela 9.1** mostra que o erro **médio simples desta pesquisa** foi de **0,7231mm**, representando **0,6104%** das

medidas tridimensionais conforme a metodologia adotada. Nesta avaliação também foi considerado a variação de materiais empregados, tamanhos e posicionamentos de construção, inclusive a micro-estrutura e composição química do modelo;

Tabela 9.1 – Erro médio encontrado nesta pesquisa

Conclusões – erro médio encontrado nesta pesquisa		
Caso I	Comparações entre protótipos virtuais	Erro médio = 0,9721 mm (0,5362%)
	Comparações entre protótipos físicos	Erro médio = 0,4227 mm (0,3600%)
	Comparações entre digitalizações	Erro médio = 0,7765 mm (0,8894%)
	Erro médio simples do Caso I = 0,7471 mm (0,8556%)	
CasoII	Comparações entre protótipos virtuais	Erro médio = 0,8654 mm (0,5741%)
	Comparações entre protótipos físicos	Erro médio = 0,2861 mm (0,3694%)
	Comparações entre digitalizações	Erro médio = 0,3422 mm (0,4419%)
	Erro médio simples do Caso II = 0,7006mm (0,5294%)	
CasoIII	Comparações entre protótipos virtuais	Erro médio = 0,7747mm (0,4793%)
	Erro médio simples do Caso III = 0,7215 mm (0,4463%)	
Erro médio encontrado nesta pesquisa = 0,7231 mm (0,6104%)		

- Foi confeccionado um protótipo colorido do Caso I representado uma das comparações desta pesquisa, com o objetivo de validar a possibilidade de criação de um protótipo em cores, representando os erros dimensionais encontrados no procedimento ou em uma de suas etapas;
- Este trabalho mostrou uma possível existência de regiões com erros dimensionais devido ao posicionamento nos protótipos físicos. Estas variações podem ser visualizadas nas comparações entre protótipos físicos, sendo as mesmas representadas em tons de cores mais intensos;
- Conclusão da análise de micro-estrutura: (1) acabamento superficial: a camada de cianoacrilato pode ser vista nitidamente nas imagens, sendo responsável pelo acabamento superficial do modelo; (2) formação das linhas: As linhas são formadas pela aglomeração de grãos (maiores e menores). O tamanho dos grãos também é responsável pela qualidade

superficial, sendo perceptível os grãos maiores (que formam o modelo) e os menores (que preenchem os espaços dentro da linha) e (3) composição química: basicamente dois tipos de grãos foram encontrados: um possível gesso (S-K, Ca-K) e um possível polímero (C-K, O-K);

- É recomendado o acompanhamento e aprovação da equipe médica durante a criação dos protótipos virtuais, sendo o biomodelo uma ferramenta adicional ao diagnóstico clínico, pois é um procedimento que requer interatividade e interpretação do usuário.

Sugestões de estudos futuros

A Figura 9.1 ilustra as sugestões aqui apresentadas.

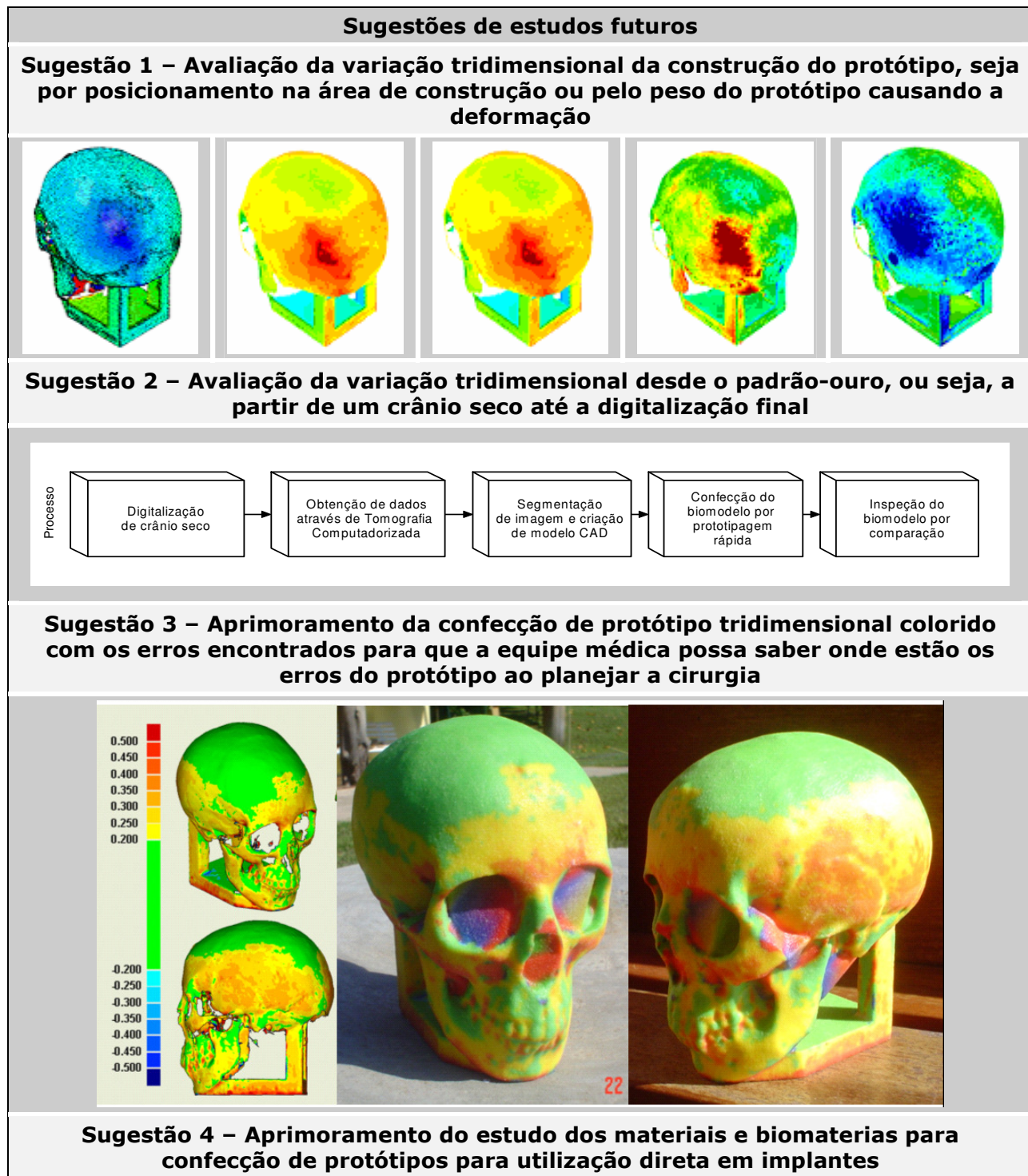


Figura 9.1 – Sugestões de estudos futuros

Estas sugestões relacionam-se:

- Avaliação da variação tridimensional da construção do protótipo, seja por posicionamento na área de construção ou pelo peso do protótipo causando a deformação;
- Avaliação da variação tridimensional desde o padrão-ouro, ou seja, a partir de um crânio seco até a digitalização final e
- Aprimoramento dos estudos sobre a confecção de protótipo tridimensional colorido com os erros encontrados para que a equipe médica possa saber onde estão os erros do protótipo ao planejar a cirurgia;
- Aprimoramento do estudo dos materiais e biomaterias para confecção de protótipos para utilização direta em implantes

Além disso, a metodologia proposta poderá ser utilizada em outras aplicações para a avaliação dos erros tridimensionais, como modelos mecânicos, maquetes eletrônicas, antropologia, artes, etc.

Referências bibliográficas

3D SCANNERS. Apostila de Engenharia Reversa do Software ModelMaker. Tradução: Seacam Com. Serv. Ltda. www.3dscanners.com. Acesso em 17 de fevereiro de 2007.

3D SYSTEMS, disponível em www.3dsystems.com, 3D Systems Corporation, acesso em 26 de abril de 2007.

ABIMO, Dados Econômicos que o Setor Representa, disponível em http://www.abimo.org.br/default_interno.asp, acesso em 17 de julho de 2007.

AGLAND, Shane; IVESON, Simon M. The Impact of Liquid Drops on Powder Bed Surfaces. Centre for Multiphase Processes Department of Chemical Engineering. University of Newcastle Callaghan, 1999, 7p.

AGUIAR, F. F., MAIA, I. A., OLIVEIRA, M. F., SILVA, J. V. L. A homemade binder for 3D printer In: 2nd International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping, 2005, Leiria. Virtual Modelig and Rapid Manufacturing - Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping. London, UK: Francis & Taylor/Balkema, 2005. v.1. p.349-353.

ANDERL, H. et al. CT – Guided stereolithography as a new toll in craniofacial surgery. *British Journal of Plastic Surgery*, 1994, v. 47, n.1, p. 60-64.

ARCAM, disponível em. www.arcam.com, acesso em 30 de maio de 2006.

BANNER ENGINEERING, disponível em. www.bannerengineering.com. Acesso em 02 de abril de 2003.

BEAMAN, J.J. et al. *Solid Freeform Fabrication: a New Direction in Manufacturing*, Doedrecht London: Kluwer Academic Publishers, 1997, 330p.

BEER, Deon J.; TRUSCOTT, Michele; BOOYSEN, Gerrie J.; BARNARD, Ludrick J.; WALT, Jakobus G. Rapid manufacturing of patient-specific shielding masks, using RP in parallel with metal spraying. **Rapid Prototyping Journal**, 2005, v.11, n. 5, p. 298-303.

BEER, Deon J.; TRUSCOTT, Michele; BOOYSEN, Gerrie J.; BARNARD, Ludrick J.; CAMPBELL, R. Ian. Using RP to promote collaborative design of customised medical implants. **Rapid Prototyping Journal**, 2007, v.13, n.2, p.107-114.

BENNETT, B. How functional can your prototypes really be? Time-compression Technologies, disponível em www.mcp-group.de, acesso em 4 de maio de 2007, p.16-21, May/June 2005.

BIBB, R., Eggbeer, D. and Williams, R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. **Rapid Prototyping Journal**, 2006, v.12, n.2, p.95-99.

BOEHLER, W.; HEINZ, G.; MARBZ, A. The potential of non-contact close range laser scanners for cultural heritage recording. CIPA Working Group VI, 2001, 8 p.

BOGART, M. In art the ends don't always justify means, **Smithsonian**, 1979, p.104-110.

BONTRAGER, K. Anatomia e posicionamento radiológicos de tomografia computadorizada do crânio. Parte II. Posicionamento radiológico. In: BONTRAGER, K. **Tratado de técnica radiológica e base anatômica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993, p.583-589.

BOOYSEN, G.J.; BARNARD, L.J. M.; TRUSCOTT; BEER D.J. Anaesthetic mouthpiece development through QFD and customer interaction with functional prototypes. **Rapid Prototyping Journal**, 2006, v.12, n. 4, p.189-197.

BREDT, James F. Binder composition for use in three dimensional printing. US 5.851.465. August 26, 1997 (1998).

BREDT, James F.; ANDERSON, Timothy. Method of three dimensional printing. US 5.902.441, May 11, 1999.

BREDT, James F. Compositions for three-dimensional printing of solid objects. US 20050197431 A1, September 8, 2005.

BURNS, M. The STL format: standard data format for fabers. www.ennex.com/fabbers/stl.asp, acesso em 30 de abril de 2007.

CARVALHO, Jonas. www.numa.org.br/conhecimentos/conhecimentos_port/pag_conhec/prototipagem.html Acesso em 11 de julho de 2007.

CAVALCANTI, M. G. P. Tomografia computadorizada: reconstruções em 2D e em 3D. In: Freitas, A.; Rosa, J. E.; Souza, I. F. **Radiologia Odontológica**. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000, p. 681-726.

CHAMP, Peter. Reverse Engineering in Industrial Application using laser Stripe Triangulation. 3D Imaging and Analysis of Depth/Range Images. **IEE Colloquium on**. Mar, 1994, p. 1-4.

CHEAH, Chi-mun; CHUA, Chee-Kai; LEONG, Kah-Fai; CHEONG, Chee-How; NAING, Win. Automatic Algorithm for Generating Complex Polyhedral Scaffold Structures for. **Tissue Engineering**, 2004, v.10, n. 3/4, p.595-610.

CHEUNG, L.K.; WONG, M.C.M.; WONG, L.L.S. The applications of stereolithography in facial reconstructive surgery. Medical Imaging and Augmented Reality. **Proceedings...** International Workshop on, Jun, 2001, p.10-15.

CIMA, Michael; SACHS, Emanuel; FAN, Tailin; BREDT, James F.; MICHAELS, Steven P.; KHANUJA, Satbir; LAUDER, Alan; LEE, Sang-Joon J.; BRANCAZIO, David; CURODEAU, Alain; TUERCK, Harald. Three-dimensional printing techniques. US 5.387.380. June 5, 1995.

CIMA, Linda G.; CIMA Michel J. Preparation of medical devices by solid free-form fabrication methods. US 5.490.962, Oct. 18, 1996.

CLINKENBEARD, Rodney E.; JOHNSON, David L; PARTHASARATHY, Ramkumar; ALTAN, M. Cengiz. Replication of human tracheobronchial hollow airway models using a selective laser sintering rapid prototyping technique. **AIHA Journal**, Mar/Apr 2002, v. 63, n. 2, p.141.

COSTA, Eduardo Tavares. Tomografia Computadorizada. Apostila de curso. Engenharia Biomédica, Unicamp, Campinas, 2007, 27p.

DESCAM. Comparison between Area Based Systems and ModelMaker. www.descam.de. Acesso em 17 de abril de 2003.

DICKENS, P. M. Research developments in rapid prototyping. In: International Mechanical Engineering Conference, Austin. **Proceedings...** IMechE: Journal of engineering manufacture, Part B, 1995, v. 209, p.261-266.

DRIES, Kaspar. The paradox of high shear granulation; the formation of non-homogeneous granules. Universiteit Utrecht. Alemanha, 2004, 181 p.

DONG-FAN, Chen; ming-Lun, Fan. Reconstruction Technique in Reverse Engineering. **Proceedings...** Proceedings of The IEEE International Conference on Industrial Technology. 1996, p.37-41.

D'URSO, P. S. *et al.* Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery. **British Journal of Plastic Surgery**, Oct. 1998, Edinburgh, v. 51, n. 7, p.522-530.

D'URSO, P. S.; THOMPSON, Robert G.; ATKINSON, R. Leigh; WEIDMANN, Michael J.; REDOMOND, Michael J.; HALL, Brice I.; JEAVONS, Susan J.; BENSON, Mark D.; EARWAKER, W. J. S. "Cerebrovascular biomodelling: a technical note". **Surgery Neurol.**, 1999, n. 52, p. 490-500.

D'URSO, P. S.; EARWAKER, W. J. S.; BARKER T. M.; Redomond, Michael J.; THOMPSON, Robert G.; EFFENEY D. J.; TOMLINSON F. H. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. **British Journal of Plastic Surgery**, 2000, v. 54, p. 200-204.

FOGGIATTO, José Aguiomar. O uso da prototipagem rápida na área médico-odontológica. **Revista Tecnologia & Humanismo**, Curitiba, UTFPR, ano 20, 2006, n. 30, p. 60-68.

GADELHA, C.A.G. Estudo de Competitividade por Cadeias Integradas no Brasil: Impactos das Zonas de Livre Comércio – Complexo da Saúde. NEPP/Unicamp – Campinas. 2002.

GERMAN, R. M. 1992. Prediction of sintered density for bimodal powder mixtures. **Metallurgical Transactions A** (Physical Metallurgy and Materials Science), 1992, v. 23a, n. 5, p.1445-65.

GERMAN, R. M. Powder metallurgy science. **Metal Powder Industries Federation**, 2nd ed., 1994.

GOM, disponível em www.gom.com. Acesso em 02 de abril de 2003.

GOPAKUMAR, S. RP in medicine: a case study in cranial reconstructive surgery. **Rapid Prototyping Journal**, 2004, v. 10, n.3, p. 207-211.

GORNI, www.gorni.hpg.ig.com.br/protrap.htm. Acesso em 19 de setembro de 2003.

HEINZL, J. and Hertz, C. H. Ink-jet printing. *Advances in Electronics and Electron Physics*, London: Academic Press, 1985, v. 65, p. 91-171.

HERBERT, Nicolas *et al.* A preliminary investigation into the development of 3D printing of prosthetic sockets. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Mar/Apr 2005, v. 42, n. 2, p.141.

HULL, H. W. 3D Systems: Stereolithography. 3D Systems Published. 1998.

INCAMP, Jornal da Incamp. Protótipo da BCS auxilia paciente de Ribeirão Preto. 2006, n. 19, out/nov/dez 2006, disponível em http://www.incamp.unicamp.br/informativo/Info19/Incamp_Info19_OutNovDez_2006.pdf, acesso em 11 de novembro de 2006.

INUI, E. PLT Rapid Prototyping, High Accuracy Modeling, and Tooling Applications, **Proceedings...** Proceedings of the 8th International Conference on Rapid Prototyping, Tokyo, Japan, June, 2000, p.353-357.

IMPACTSCAN. Patient's information and guide to ct scanning, disponível em www.impactscan.org acesso em 30 de abril de 2007.

JACOBS, P.F. Stereolithography & Others RP&M Technologies: Form Rapid Prototyping to Rapid Tooling, **Society of Manufacturing Engineers**, Hardcover, January, 1996, 450 p.

JBONLINE, Criatividade impera na restauração de múmias, 22 de maio de 2005.

KAI, C. C.; FAI, L. K.; SING, L. C.. Rapid Prototyping: Principles and Applications (2nd edition), **Manufacturing World Scientific Pub Co**, March, 2003, 448 p.

KLEIN, H. M. *et al.* Pediatric craniofacial surgery: comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing. **Pediatric Radiology**, 1992, v. 22, n. 6, p. 458-460.

KOCHAN, D. Solid Freeform Manufacturing – Advanced Rapid Prototyping, Elsevier Science Publishers B.V. 1993.

KOCHAN, D.; KAI, C. C.; ZHAOHUI, D. Rapid prototyping issues in 21 century. **Computers in Industry**, 1999, v. 39, p. 3-10.

KRUTH, J.P., Material Increment Manufacturing by Rapid Prototyping Techniques, **Annals of the CIRP**, 1991, v. 40, p.603-614.

KRUTH, J.P.; Leu, M.C.; Nakawaga, T. Progress in Additive Manufacturing and Rapid Prototyping, **Annals of the CIRP**, 1998, v. 47, p. 525-540.

LANZETTA, M.; SACHS, E. The line formation with alumina powders in drop on demand three dimensional printing. In Lonardo, P.M. (ed.), **Proceedings...** PRIME 2001, 1st International Seminar on: Progress in Innovative Manufacturing Engineering, Sestri Levante (GE), Italy, 20-22 June, 2001a, p.189-196.

LANZETTA, M.; SACHS, E. Optimization of the line quality with dry powders in three dimensional printing. In Lonardo, P.M. (ed.), **Proceedings...** PRIME 2001, 1st International Seminar on: Progress in Innovative Manufacturing Engineering, Sestri Levante (GE), Italy, p.197-204, 20-22 June, 2001b.

LANZETTA, M.; SACHS, E. Development of a semiautomatic machine for the drop on demand three dimensional printing. In: Galantucci, L. (ed.), A.I.Te.M V, **Proceedings...**

Proceedings of the 5th Conference of Italian Association of Mechanical Thecnology, 18-20 September 2001, Bari, Italy, 2001c, v. 1, p.129-44.

LANZETTA, M.; SACHS E. Improved surface finish in 3D printing using bimodal powder distribution. **Rapid Prototyping Journal**, 2003, v. 9, n. 3, p.157-166.

LI GENG, Wei Feng; DIETMAR W Hutmacher; YOKE San Wong *et al.* Direct writing of chitosan scaffolds using a robotic system. **Rapid Prototyping Journal**, 2005, v. 11, n. 2, p. 90-77.

LIMA, Cristiane Brasil. Engenharia Reversa – Estudo de Casos. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2003, 98 p. Dissertação (Mestrado).

MATERIALIZE SOFTWARE: Magics Base. Disponível em: www.materialise.com acesso em 11 de julho de 2007.

MCGURK, M.; AIMIS, A. A. Potamianos, P.; GOODEGER N. M. Rapid Prototyping Techniques for Anatomical Modelling in Medicine. **Anais...** Royal Coll. Surgery Engl, 1997, n. 79, p.167-174.

MCP-GROUP, disponível em <http://www.mcp-group.com>, acesso em 03 de maio de 2007.

MEINERS et al. Selective Laser Sintering at Melting Temperature. US. 6.215.093 B1, April 10, 2001.

MEURER, Eduardo. As tecnologias CAD-CAM em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia, Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2002, 228 p. Tese (Doutorado).

MSOE. www.rpc.msoe.edu/machines_lom.php. Acesso em 19 de setembro de 2003.

NAKAGAWA, T. *et al.* Blanking tool by stacked bainite steel plates, **PressTechnique**, 1979, p. 93-101.

NAKAJIRA, T. *et al.* Integrated life-sized solid model of bone and soft tissue: application for cleft lip and palate infants. **Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 96, n. 5, 1995, p.1020-1025.

NAKAJIMA, S.; ATSUMI, H.; BHALERAO, A. H.; JOLESZ, F. A.; KIKINIS, R.; YOSHIMINE, T.; MORIARTY, T. M.; STIEG, P. E. **Computer-assisted Surgical Planning for Cerebrovascular Neurosurgery**. Disponível em: <http://splweb.bwh.harvard.edu:8000/pages/papers/shin/ns/ns.html>. Acesso em 11 de julho de 2007.

NG, P.; LEE, P.S.V.; GOH, J.C.H. Prosthetic sockets fabrication using rapid prototyping technology. **Rapid Prototyping Journal**, 2002, v. 8, n.1, p. 53-59.

NORITOMI, Pedro Yoshito. Desenvolvimento de uma Metodologia para Análise de Bioengenharia em Ossos Compactos com Remodelagem Superficial pelo Método dos Elementos de Contorno 3D em Meios Transversalmente Isotrópicos. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2005, 132 p. Tese (Doutorado).

OLIVEIRA, J.P.L.; PORTO, S.P. A Cadeia Produtiva do Setor de Equipamentos Médicos, Hospitalares e Odontológicos no Brasil e a Formação de Clusters. Faerp/USP Ribeirão Preto/SP, 2003.

OPTOMEC, disponível em www.optomec.com, Optomec, Inc., acesso em 26 de abril de 2007.

PHAM, D. T.; GAULT, R. S. A comparision of rapid prototyping technologies. **International Journal of Machine Tools & Manufacture**, 1998, v. 38, p.1257-1287.

PHAM, D. L.; XU, C.; PRINCE, J. L. A Survey of Current Methods in Medical Image Segmentation. **Annual Reviews Biomedical Engineering**, 2000, v. 2, p. 315-337.

PIZZOLITO, Emerson Alexandre. Enquadramento da prototipagem rápida na metodologia de projetos de grandes empresas. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2004. 174p. Dissertação de Mestrado.

PIT – Programa de investigação tecnológica, tecnologia: Protótipo para planejamento cirúrgico, Inova-Unicamp, 2007, 52 p.

POTEL, Michael J. Something to Smile About: 3D Graphics are Revolutionizing Oral Health Care. **IEEE**, 2001, p.14-20.

PRADO, Valmir Rodrigues. O uso da prototipagem rápida em medicina aplicação a neurocirurgia. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2005, 66 p. Dissertação (Mestrado).

PROMED: Software InVesalius, disponível em www.cenpra.org.br/PROMED acesso em 11 de julho de 2007.

QUESSADA, G. A. T. *et al.* Entendendo a tomografia computadorizada (TC). **Revista Odonto Ciência**, Porto Alegre, v. 16, n. 34, p. 275-282, set./dez. 2001.

RUSSELL, David B.; ANDERSON, Timothy; BREDT, James F.; VOGEL, Michael J.; BORNHORST, WALTER J. Method and apparatus for prototyping a three-dimensional object. US 6.375.874. April 23, 2002.

SACHS, Emanuel M.; HAGGERTY, John S.; CIMA, Michael J.; WILLIAMS, Paul A.; *Three-dimensional printing techniques*. US 5.340.656, Apr, 09, 1994.

SACHS, Emanuel M.; HAGGERTY, John S.; CIMA, Michael J.; WILLIAMS, Paul A.; *Three-dimensional printing techniques*. US 5.204.055, Apr, 20, 1993.

SACHS, Emanuel; CURODEAU, Alain; FAN, Tailin; BREDT, James F.; CIMA, Michael; BRANCAZIO, David. Three dimensional printing system. US 5.807.437. February 5, 1996 (1998).

SACHS, Emanuel; JEE, Haeseong. Surface macro-texture design for rapid prototyping. **Rapid Prototyping Journal**, v.6, n. 1, p. 50-60, March, 2000.

SACHS, Emanuel; LORENZ, Adam; ALLEN, Samuel. Freeze-Off Limits in Transient Liquid-Phase Infiltration. **Metallurgical and Materials Transactions**, Feb, 2004a, v. 35a, n. 2, p. 641-653.

SACHS, Emanuel; LORENZ, Adam; ALLEN, Samuel; RAFFLENBEUL, Lukas; KERNAN, Brian. Densification of a Powder-Metal Skeleton by Transient Liquid-Phase Infiltration. **Metallurgical and Materials Transactions**, Feb, 2004b, v. 35a, n. 2, p. 631-640.

SACHS, Emanuel; LORENZ, Adam; ALLEN, Samuel. Infiltration of a Powder-Metal Skeleton of similar materials using Melting Point Depressant. US 7.060.222, June 13, 2006.

SADDY, M. S., SILVA, J. V. L., Santa Barbara A., MAIA, I. A. Costs reducing of maxillofacial RP models In: 2nd International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping, 2005, Leiria. Virtual modeling and rapid manufacturing - Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping. London UK: Taylor & Francis/Balkema, 2005. v.1. p.175 – 179.

SAILER, H. F. *et al.* The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 1998, v. 27, n. 5, p. 327-333.

SANGHERA, B. *et al.* Preliminary of rapid prototype medical models. **Rapid Prototyping Journal**, 2001, v. 7, n. 5, p. 275-284.

SANTA BÁRBARA, Ailton. Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física – O software Invesalius. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006, 429 p. Tese (Doutorado).

SCHAAFSMA, Stefan Hendrikus. Down-scaling of a fluidised bed agglomeration process. Rijksuniversiteit Groningen, 2000, 170 p. Tese (Doutorado).

SILVA, Daniela Nascimento. Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser (SLS) e de impressão tridimensional (3DP), a partir de imagens de tomografia computadorizada, na reprodução da anatomia craniomaxilar: estudo in vitro. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia, Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2004, 172 p. Tese (Doutorado)

SILVA, J. V. L. *et al.* Prototipagem Rápida: Conceitos e Aplicações. Instituto Nacional de Tecnologia da Informação. 1999.

SIEMENS, disponível em <http://www.siemens.com>, acesso em 11 de julho de 2007.

SIMPLEWARE, disponível em <http://www.simpleware.co.uk> acesso em 11 de julho de 2007.

SINN, D. P.; KARAS, N. D. Radiographic evaluation of facial injuries. In Fonseca, R. J.; Walker, R. V. **Oral and Maxillofacial Trauma**. 2. ed. Saunders Company, 1997, p. 391-418.

SPOOR, F. J. Nathan; ZONNEVELD, Frans. Development, Growth and Evolution – Imaging skeletal growth and evolution. Londres: The Linnean Society of London, 2000.

SOUZA, M. A. *et al.* Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. **Rev. Bras. Eg. Biomédica**, ago, 2003, v. 19, n. 2, p.103-115.

SPATIUM, disponível em www.spatium3d.com, acesso em 20 de maio de 2007.

STOCKER, N. G.; Mankovich, N. J.; Valentino, D. Stereolithographic models for surgical planning: preliminary report. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 1992, v. 50, n. 5, p. 466-471.

STRATASYS, disponível em www.stratasys.com acesso em 26 de abril de 2007.

STRATPLAN, Avaliação de mercados inexistentes, incipientes e incompletos. 2006.

STUCKER, B. Practical Approaches to Rapid Tooling, **Proceedings ...** Keynote Presentation on the Stratasys 2002 Global User Group Conference, Hyatt Regency Minneapolis, USA, July 14-17, 2002.

SUGAWARA, Y. *et al.* A Life-size, computer-generated skull replica to assist surgery of craniofacial fibrous displasia. **Journal of Cranio-maxillofacial Surgery**, 1997, v. 25, n. 6, p.294-300.

TAVARES, H. Princípios básicos de tomografia computadorizada em visão bidimensional e tridimensional. Monografia (Especialização em Radiologia). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, 2001.

TRAVIS, Allard. The Role of 3D Printing in Biological Anthropology. Winnipeg: Department of Anthropology University of Manitoba. Dissertação de Mestrado, 2006, 140 p.

TRUSCOTT, Michele; BEER, Deon; VICATOS, George; HOSKING, Keith; LUDRICK, Barnard, BOOYSEN, Gerrie; CAMPBELL R. Ian . Using RP to promote collaborative design of customised medical implants. **Rapid Prototyping Journal**, 2006, v. 13, n. 2, p.107-114.

ULBRICH, C. B. L.; NORITOMI, P. Y.; MAIA, I. A.; SILVA, J. V. L.; OLIVEIRA, M. V.; PEREIRA, L. C.; NARGI, G. C. Considerações Sobre o Uso da Prototipagem Rápida Metálica na Fabricação Direta de Implantes Femorais Personalizados. **Anais... In: Quarto Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais**, 2006, Caxambu. Anais do Quarto Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais.

VINARUB, Edmond; KAPPOR, Naval. Reverse Engineering: A New Definition for the Nineties. Aerospace and Electronics Conference. NAECON 1992. **Proceedings...** Proceedings of the IEEE 1992 National, v. 3, p. 1213-1219., May, 1992.

VOLPATO N. *et al.* **Prototipagem Rápida: Tecnologias e aplicações**. São Paulo: Edgard Blücher, 2007, 244 p.

WOHLERS, 2005. disponível em <http://www.wohlersassociates.com/NovDec05TCT.htm>, acesso em 10 de janeiro de 2005.

WEGENER, H. O. Whole body computerized tomography. München: Schering AG West Germany, 1983.

WU, Linbo; ZHANG, Hong; ZHANG, Junchuan; DING, Jiandong. Fabrication of Three-Dimensional Porous Scaffolds of Complicated Shape for Tissue Engineering. I. Compression Molding Based on Flexible-Rigid Combined Mold. **Tissue Engineering**, 2005, v. 11, n. 7/8, p.1105-1115.

XIONG, Zhuo; YAN, Yongnian; ZhAng, Renji; WANG, Xiaohong. Organism manufacturing engineering based on rapid prototyping principles. **Rapid Prototyping Journal**, 2005, v.11, n. 3, p.160-166.

YAN, X.; GU, P. A review of rapid prototyping technologies and systems. **Computer Aided Design**, 1996, v. 28, n. 4, p.307-318.

YAO, Albert W.L.; Y.C. TSENG. A robust process optimization for a powder type rapid prototyper. **Rapid Prototyping Journal**, Aug, 2002, v. 8, n. 3, p-180-189.

ZAVAGLIA, Cecilia Amelia de Carvalho. Anotações de aula da disciplina de Biomateriais e apostila em PowerPoint. 2006.

ZANDONÁ, M. Otimização de enxertos ósseos aposicionais com auxílio de imagens tomográficas computadorizadas e engenharia simultânea. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Monografia de Especialização em Implantodontia, 2003.

ZCORP, www.zcorp.com, Z Corporation, acesso em 26 de abril de 2007.