



Ministério da Educação
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
Setor de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PG-Mec)

SÉRGIO FERNANDO LAJARIN

**AVALIAÇÃO DIMENSIONAL DE IMPLANTES SOB MEDIDA PARA
CRANIOPLASTIA**

**CURITIBA
2008**



Ministério da Educação
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
Setor de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PG-Mec)

SÉRGIO FERNANDO LAJARIN

AVALIAÇÃO DIMENSIONAL DE IMPLANTES SOB MEDIDA PARA CRANIOPLASTIA

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na área de manufatura, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Dalberto Dias da Costa

**CURITIBA
2008**

TERMO DE APROVAÇÃO

SÉRGIO FERNANDO LAJARIN

AVALIAÇÃO DIMENSIONAL DE IMPLANTES SOB MEDIDA PARA CRANIOPLASTIA

Dissertação de mestrado aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na área de manufatura, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte banca examinadora:

Orientador:

Prof. Dr. Dalberto Dias da Costa
Departamento de Engenharia Mecânica, UFPR

Prof. Benedito de Moraes Purquerio, PhD
Escola de Engenharia de São Carlos, USP

Prof. Dr. Carlos José de Mesquita Siqueira
Departamento de Engenharia Mecânica, UFPR

Curitiba, 27 de março de 2008.

AGRADECIMENTO

Meus sinceros agradecimentos,

À Deus acima de tudo, pela graça e misericórdia, pelas bênçãos e milagres constantes, pois o Senhor é aquele que abre portas que ninguém fecha; e fecha as que ninguém abre (Ap. 3:7), aquele que se inclina para ver o que está nos céus e na terra, que ergue o pobre do pó, e do monturo levanta o necessitado, para o fazer assentar ao lado dos príncipes (Sl 113:7).

À minha querida mãe Benedita pelas orações e por todo sacrifício feito.

Ao professor Dalberto Dias da Costa por toda ajuda e orientação acadêmica, assim como pelos constantes exemplos de profissionalismo e integridade.

Aos professores da UFPR, pelo apoio didático e disponibilidade.

À todos os amigos. Tantos que não cabem nessa citação, mas sim nas minhas lembranças.

Aos amigos e companheiros de universidade que de alguma forma contribuíram e participaram desse trabalho: Josef S. Falcon Magalhaes, Sérgio Pissetti Junior, João Gabardo, Alex Dobiguinies, Ruimar R. Gouveia, Edson Takano, Ricardo Wasicky.

Aos funcionários diretos e indiretos da UFPR (Márcio B. Tenório, Sr. Lucas Chaves, D. Maria A. Santos e Benedito R. dos Santos).

A Capes (Coordenação de Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior) pelo auxílio financeiro.

RESUMO

Pacientes com defeitos craniofaciais congênitos ou resultantes de algum dano, podem ser submetidos a uma cranioplastia, a qual por meio de uma prótese, oferece basicamente, proteção e restabelecimento estético. A cranioplastia, e mais especificamente as técnicas pré-operativas de fabricação de próteses, tem apresentado grande desenvolvimento nas últimas décadas. Isso é creditado à invenção de novos biomateriais, ao aprimoramento dos equipamentos de aquisição e aos sistemas de processamento de dados do paciente. Atualmente, várias técnicas são utilizadas com o propósito de produzir próteses pré-operativas, conforme o estado da arte apresentado nesse trabalho. Entretanto, estudos sobre a qualidade dimensional dessas próteses ainda são escassos e há uma dificuldade de medição das próteses, devido à complexidade de suas formas. O objetivo desse trabalho é fazer uma avaliação dimensional de duas próteses acrílicas, produzidas por diferentes processos de fabricação. No primeiro, uma prótese foi fabricada por meio da usinagem direta de um bloco acrílico. A segunda foi produzida por fundição de acrílico em molde usinado em gesso. Ambas as próteses são oriundas de um mesmo modelo digital obtido a partir de imagens tomográficas de um crânio seco. A metodologia de avaliação foi baseada na utilização de máquinas de medição por coordenadas (MMC). Foi possível comprovar a viabilidade de ambas as metodologias, devidos aos bons resultados dimensionais econômicos observados e comparados com trabalhos similares. Tendo em vista a complexidade geométrica inerente às próteses craniofaciais e à influência dessa geometria na qualidade da medição, pôde-se verificar que o uso de máquinas de medir por coordenadas equipadas com recursos para localização refinada representa a melhor escolha para a avaliação deste tipo de componente. A principal conclusão desse trabalho foi identificar que os processos de fabricação pouco interferiram no desvio dimensional, e que o maior erro encontrado foi decorrente da etapa de construção do modelo digital a partir de imagens tomográficas.

Palavras-chave: Usinagem. Fundição. Cranioplastia. Próteses. Pmma. Inspeção de formas livres.

ABSTRACT

Cranioplasty is a medical technique employed to recover craniofacial defects, congenital or caused by traumas. According to the defect size and location, a bone substitute can be manufactured previously to replace the deformed, or missing, tissue. Nowadays, with the advances of computer-based systems and the invention of new biomaterials, the production of customized implants with good cosmetic and functional results have become a widespread medical approach. Several processes can be employed to manufacture pre-operative prosthesis, as the state-of-the-art presented in that work. However, the quality of the prefabricated ones, concerning to dimensional and form errors, still remains poorly investigated. Due to their geometrical complexity, there is a great deal in measuring this kind of objects. The aim of this work is to carry out a dimensional evaluation of two acrylic prostheses produced by two different manufacturing processes. In the first, one prosthesis was directly machined from an acrylic block. The second one was cast into a machined gypsum mold. Both processes were planned from a digital model of a dried human skull scanned by computed tomography. All measurements were undertaken with a Coordinate Measurement Machine (CMM). Compared to related works, both the manufacturing processes produced good results concerning to dimensional deviations, time and cost. The adoption of a CMM and a dedicated software was mandatory to face the geometric complexity found in the inspected free-form surfaces. The main conclusion relies on the fact that the evaluated manufacturing processes produced a smaller error than that observed in the digital modeling of the dried skull.

Key words: Machining. Casting. Cranioplasty. Prosthesis. Pmma. Free-form inspection.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Fluxograma geral do ciclo de produção de um implante no método pré-operativo.....	16
Figura 2 – Exemplos de cranioplastias encontradas na antiguidade. (a) Crânio inca; (b) Crânio da região de Paracas no Peru. Fonte: [Sanan e Haines (1997)].....	20
Figura 3 - Método tradicional de preparo do PMMA para cranioplastia intra-operativa. (A) Componente líquido e em pó, (B) Componentes misturados no recipiente aberto. Fonte: [Eppley (2003)].	32
Figura 4 - Método auto-suficiente para mistura de PMMA. (A) Recipiente com materiais (líquido e pó) separados. (B) O lacre divisório é retirado. (C) A mistura dos componentes dentro do recipiente. Fonte: [Eppley (2003)].	33
Figura 5 – Exemplos de aplicações da PR; em (a) Prototipagem direta de implantes crânio e maxilo-facial. Fonte: [Leong, Cheah e Chua (2003)], em (b) Modelo prototipado em cera para posterior fundição de titânio. Fonte: [Heissler <i>et al.</i> (1998)].	36
Figura 6 - Exemplos de dispositivos de titânio obtidos por processos de conformação: (a) Malhas dinâmicas; (b) Engates, fixadores, pinos e parafusos – Fonte [Lorenz (2007)]. .	41
Figura 7 – (a) Grande implante usinado em titânio, Fonte: [Eufinger <i>et al.</i> (1995)], (b) Prótese e gabarito, Fonte: [Eufinger <i>et al.</i> (1998)], (c) Espaçamento entre implante e osso. Fonte: [Wehmöller <i>et al.</i> (2003)].	44
Figura 8 - Prótese acrílica com fixadores metálicos. Fonte: [Sherburn e Silbergeld (1996)].	46
Figura 9 – Exemplo de localização de dois componentes.	51
Figura 10 - Princípio 3-2-1	52
Figura 11 - Fluxograma com as etapas propostas.....	54
Figura 12 – Projeto do porta-moldes, vista explodida com dimensões internas e detalhe da tampa.....	57
Figura 13 - Separação das superfícies do modelo digital	58
Figura 14 – Simulação do porta-moldes. Visão lateral em corte (à esquerda) e isométrica (à direita).	58
Figura 15 – Planejamento e simulação da primeira etapa de desbaste da cavidade do molde.....	61
Figura 16 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste da cavidade do molde.....	62
Figura 17 – Planejamento e simulação da primeira etapa de acabamento da cavidade do molde.....	63
Figura 18 – Planejamento e simulação da segunda etapa de acabamento da cavidade do molde.....	64
Figura 19 – Planejamento e simulação da primeira etapa de desbaste do punção do molde.....	64
Figura 20 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste do punção do molde.....	64

Figura 21 – Planejamento e simulação da primeira etapa do acabamento do punção do molde.....	65
Figura 22 – Planejamento e simulação da segunda etapa de acabamento do punção do molde.....	65
Figura 23 – Planejamento e simulação da continuidade do acabamento da primeira etapa do punção do molde.....	66
Figura 24 - Ilustração em corte do primeiro posicionamento do bloco acrílico para usinagem.....	70
Figura 25 - Planejamento e simulação da usinagem do rebaixo.....	71
Figura 26 – Planejamento e simulação do primeiro desbaste da superfície interna.....	72
Figura 27 – Planejamento e simulação do segundo desbaste da superfície interna.....	72
Figura 28 – Planejamento e simulação da primeira etapa do acabamento da superfície interna.....	73
Figura 29 – Planejamento e simulação da segunda etapa do acabamento da superfície interna.....	74
Figura 30 – Ilustração em corte do reposicionamento do bloco acrílico para a usinagem da superfície externa.....	75
Figura 31 – Planejamento e simulação da primeira etapa de desbaste da superfície externa.....	75
Figura 32 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste da superfície externa.....	76
Figura 33 – Planejamento e simulação da primeira etapa de acabamento da superfície externa.....	76
Figura 34 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste da superfície externa.....	77
Figura 35 – Planejamento e simulação da etapa de desprendimento da prótese.....	77
Figura 36 - Itens inspecionados e a MMC utilizada.....	78
Figura 37 - Etapas da cadeia de fabricação das próteses, onde a ocorrência de erro é prevista.....	79
Figura 38 – Ilustração do procedimento de localização grosseira 3-2-1. (à esquerda), pontos definidos sobre o modelo digital; (à direita), os mesmos pontos tocados sobre o crânio seco.....	82
Figura 39 - Distribuição de pontos de sobre o modelo digital. (à esquerda) uma matriz de 15x15 pontos para a localização, (à direita) uma matriz de 85x85 pontos para a medição.....	82
Figura 40 – apalpação dos pontos no contorno das próteses.....	86
Figura 41 - Apalpação dos pontos para medição da altura das próteses.....	86
Figura 42 - Simulação da economia de gesso proporcionada pelo uso do postigo na preparação do punção.....	89
Figura 43 - Porta-molde preenchido com gesso, fixo em uma morsa, alinhado e já com o sistema de coordenadas definido. Em (a) antes do faceamento, em (b) após o faceamento.....	89

Figura 44 - Marcas anatômicas reconstruídas no molde de gesso	90
Figura 45 – Resultado da primeira operação de desbaste com limpeza de área e formação de degraus.....	91
Figura 46 - resultado da segunda operação de desbaste no contorno, com suavização dos degraus e 0,5mm de sobre-material.....	92
Figura 47 – resultado da primeira operação de acabamento com estratégia de “Z constante”, até Z-32 mm.	93
Figura 48 - Segunda operação de acabamento com estratégia de “varredura com incremento em Y” a partir de Z-32mm.	94
Figura 49 – Resultado da primeira operação de desbaste com limpeza de área e formação de degraus na superfície.....	95
Figura 50 - Resultado da segunda operação de desbaste no contorno, desfazendo os degraus e deixando 0,5mm de sobre-material.....	95
Figura 51 – Resultado da primeira etapa de acabamento com estratégia de “Z constante”.....	96
Figura 52 - Segunda etapa de acabamento com estratégia de “varredura com incremento em Y”.	97
Figura 53 - Terceira etapa de usinagem do acabamento com fresa de topo reto	97
Figura 54 - Resultado da fundição da prótese.	99
Figura 55 – Bloco de PMMA polimerizado e desmoldado.	100
Figura 56 – Irregularidades na polimerização do bloco de PMMA, ocorridas na superfície livre (superior) do molde.....	101
Figura 57 - Usinagem do rebaixo com 5mm abaixo da superfície superior do bloco. Detalhe ao cavado obtido.....	103
Figura 58 – Primeira etapa de desbaste da superfície interna. Detalhe ao cavaco obtido.	103
Figura 59 – Segunda etapa do desbaste no contorno, com suavização dos degraus e 0,5mm de sobre-material.....	104
Figura 60 – Primeira etapa de acabamento da superfície interna, com estratégia de “Z constante”.....	105
Figura 61 – Segunda etapa de acabamento da superfície interna com estratégia de “varredura com Y constante”.....	105
Figura 62 – Primeira etapa de desbaste da superfície externa com limpeza de área a formação de degraus na superfície.....	106
Figura 63 - Segunda etapa de desbaste da superfície externa com suavização dos degraus com sobre-material resultante de 0,5mm.....	106
Figura 64 – Primeira etapa de acabamento da superfície externa com estratégia de “Z constante”.....	107
Figura 65 - Segunda etapa de acabamento no topo da superfície externa com estratégia de “varredura com Y constante”.....	108
Figura 66 - Terceira etapa de acabamento para desprendimento da possível prótese do restante do bloco, estratégia de “Z constante” com ferramenta de topo reto.	108
Figura 67 – Análise visual do acabamento interno da prótese usinada.....	109

Figura 68 - Análise visual do acabamento externo da prótese usinada.	110
Figura 69 - RMS do erro em relação ao modelo digital versus o número de medições realizadas.	114
Figura 70 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e o crânio seco	116
Figura 71 - Distribuição dos pontos com maior erro sobre o crânio seco.....	116
Figura 72 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a cavidade do molde	117
Figura 73 - Indicação dos pontos com maior erro sobre o cavidade do molde.	118
Figura 74 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e o punção.....	119
Figura 75 - Indicação dos pontos com maior erro sobre o punção do molde.....	119
Figura 76 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície externa da prótese usinada	120
Figura 77 – Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície externa da prótese usinada.	121
Figura 78 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície interna da prótese usinada	122
Figura 79 - Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície interna da prótese usinada.	122
Figura 80 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície externa da prótese fundida	123
Figura 81 - Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície externa da prótese fundida.....	124
Figura 82 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície interna da prótese fundida (Faixa de 0,02).....	125
Figura 83 - Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície interna da prótese fundida e região com falha de preenchimento.	125
Figura 84 – RMS do erro em relação ao modelo digital.....	127
Figura 85 – Valor do RMS do erro acumulado em relação à superfície externa do crânio.....	128
Figura 86 – Etapas da cadeia de fabricação propensas a erro	129
Figura 87 - Diferentes tamanhos de punção para fabricação de estruturas com gradiente funcional.	132

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Ítens inspecionados e número de pontos apalpados.....	83
Tabela 2 - Tempo empregado na fabricação da prótese por fundição em molde	111
Tabela 3 - Tempo empregado na fabricação da prótese usinada	111
Tabela 4 - Custo aproximado de material empregado no trabalho.....	112
Tabela 5 - Resultado das medições no contorno das próteses	128

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

SIGLAS	INGLÊS	PORTUGUÊS
3D-P	<i>Three-dimensional Print</i>	Impressão Tridimensional
CAD	<i>Computer Aided Design</i>	Projeto Auxiliado por Computador
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>	Manufatura Auxiliada por Computador
CNC	<i>Computer Numerical Control</i>	Comando Numérico Computadorizado
COBEM		Congresso Internacional de Engenharia Mecânica
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>	Modelagem por Fusão e Deposição
HA	<i>Hydroxyapatite</i>	Hidroxiapatita
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>	-
MABS	<i>Methylmethacrylate ABS</i>	Metilmetacrilato ABS
MDF	<i>Médium density fiberboard</i>	-
MIP	<i>Medical Image Processing</i>	Processamento de Dados Médicos
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i>	Instituto Tecnológico de Massachusetts
MMC		Máquina de Medir por Coordenadas
NURBS	<i>Nonuniform Rational B-Splines</i>	-
PEMA	<i>Polyethylmethacrylate</i>	Polietilmetacrilato
pHEMA	<i>Polyhydroxyethylmethacrylate</i>	Polihidroxietilmetacrilato
PMMA	<i>Polymethylmethacrylate</i>	Polimetilmetacrilato
PR		Prototipagem Rápida
RMS	<i>Root Mean Square</i>	Valor quadrático médio
RNM	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>	Ressonância Nuclear Magnética
SCM		Sistema de coordenadas de medição
SCP		Sistema de coordenadas de projeto
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i>	Sinterização Seletiva a Laser
STL	<i>Stereolithography</i>	Estereolitografia
TC		Tomografia Computadorizada
TE	<i>Tissue Engineering</i>	Engenharia de Tecidos
TICC	<i>Tomography Image processing CAD/CAM</i>	Processamento de imagens tomográficas CAD/CAM
©	<i>Copyright</i>	Direito autoral
®	<i>Trademark</i>	Marca registrada

SUMÁRIO

Capítulo 1.....	14
INTRODUÇÃO	
1.1. OBJETIVO	18
1.2. METAS	18
1.3. ESCOPO	19
Capítulo 2.....	20
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	
2.1. CRANIOPLASTIA	20
2.2. BIOMATERIAIS PARA PRÓTESES	24
2.2.1. Acrílico PMMA	28
2.3. PROCESSO DE FABRICAÇÃO DE PRÓTESES.....	33
2.3.1. Prototipagem Rápida.....	34
2.3.1.1. Impressão Tridimensional.....	36
2.3.1.2. Modelagem por Fusão e Deposição (FDM).....	37
2.3.1.3. Sinterização Seletiva a Laser (SLS)	38
2.3.2. Conformação	39
2.3.3. Usinagem	42
2.3.4. Fundição.....	46
2.4. PRECISÃO DIMENSIONAL E FORMA	49
Capítulo 3.....	53
PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	
3.1. INTRODUÇÃO.....	53
3.2. FABRICAÇÃO DE PRÓTESE POR USINAGEM INDIRETA.....	55
3.2.1. Planejamento e fabricação do porta-moldes.....	55
3.2.2. Planejamento do molde.....	57
3.2.2.1. Seleção e preparação do material para o molde	59
3.2.2.2. Máquina, ferramentas e seqüência de usinagem	59
3.2.2.3. Desbaste da cavidade do molde.....	60
3.2.2.4. Acabamento da cavidade do molde.....	62
3.2.2.5. Desbaste do punção do molde	64
3.2.2.6. Acabamento do punção do molde	65
3.2.3. Fabricação de canal para vedação e bolsões de alívio de material	66
3.2.4. Seleção, preparação e polimerização do biomaterial	68
3.3. FABRICAÇÃO DE UMA PRÓTESE POR USINAGEM DIRETA.....	69

3.3.1. Preparação do bloco de acrílico PMMA	69
3.3.2. Desbaste do bloco de acrílico	70
3.3.3. Usinagem do rebaixo com superfície plana	70
3.3.4. Desbaste da superfície interna.....	71
3.3.5. Acabamento da superfície interna.....	73
3.3.6. Reposicionamento e fixação do bloco.....	74
3.3.7. Desbaste da superfície externa.....	75
3.3.8. Acabamento da superfície externa.....	76
3.4. AVALIAÇÃO DIMENSIONAL.....	78
3.4.1. Estratégia de localização e medição das superfícies	80
3.4.2. Procedimento e ferramenta de avaliação das superfícies	83
3.4.3. Procedimento de avaliação das dimensões externas.....	85
Capítulo 4.....	87
RESULTADOS E DISCUSSÕES	
4.1. RESULTADO DA FUNDIÇÃO DA PRÓTESE EM MOLDE USINADO	87
4.1.1. Fabricação do porta-moldes.....	87
4.1.2. Preparação do molde em gesso	88
4.1.3. Usinagem do molde em gesso.....	89
4.1.4. Moldagem.....	98
4.2. RESULTADO DA FABRICAÇÃO DE PRÓTESE POR USINAGEM DIRETA	99
4.2.1. Preparação do bloco de acrílico.....	99
4.2.2. Usinagem da prótese	101
4.3. APONTAMENTO DE CUSTO E TEMPO EMPREGADO NA FABRICAÇÃO DAS PRÓTESES	110
4.4. AVALIAÇÃO DIMENSIONAL.....	113
Capítulo 5.....	131
CONCLUSÃO	
5.1. PROPOSTA DE TRABALHOS FUTUROS.....	132

Capítulo 1.

INTRODUÇÃO

Defeitos craniofaciais são resultantes de operações para retirada de tumor, craniotomias¹ de ossos infectados, descompressão externa, problemas congênitos e traumas que respondem pela maioria dos defeitos cranianos (KÜBLER *et al.* 1995, HIEU *et al.* 2002, EUFINGER *et al.* 2001, LEE *et al.* 2002, JOSAN *et al.* 2005, e ROTARU *et al.* 2006). Pacientes com esses danos podem ser submetidos à cranioplastia, que é um procedimento cirúrgico no qual próteses são utilizados para prover basicamente: proteção (do cérebro e tecidos internos) e correção estética (KÜBLER *et al.* 1995, EUFINGER; SAYLOR 2001, HIEU *et al.* 2002, LEE *et al.* 2002, ARTICO *et al.* 2003, SCHILLER *et al.* 2004, WURN *et al.* 2004). O procedimento usado depende do tamanho e local do defeito e também da idade e estado de saúde do paciente, (HIEU *et al.* 2002).

A cranioplastia aplicada à recuperação de grandes defeitos cranianos tem apresentado grande desenvolvimento nas últimas décadas. Essa grande evolução é creditada à descoberta de novos biomateriais, ao aprimoramento dos equipamentos de aquisição e aos sistemas de processamento de dados médicos (*MIP - Medical Image Processing*), somando a isto, a otimização das etapas de planejamento e projeto por meio de técnicas auxiliadas por computador, como: *CAD (Computer-Aided Design)*; *CAM (Computer-Aided Manufacturing)* e *CNC (Comando Numérico Computadorizado)*, além de várias inovações nas técnicas de fabricação, que tem permitido a produção de implantes individuais com alta precisão e razoáveis níveis de biocompatibilidade.

Independente da técnica utilizada, vários pesquisadores, tais como: Eufinger *et al.* (1995), Wehmöller *et al.* (1995), Kübler *et al.* (1995), Heissler *et al.* (1998), Weihe *et al.* (2000), D'Urso *et al.* (2000), Hassfeld e Mühlhing (2001), Eufinger e Saylor (2001), Hieu *et al.* (2002), Leong, Cheah e Chua (2003), Schiller *et al.* (2004), Schipper *et al.* (2004), Wurm *et al.* (2004), Yacubian-Fernandes *et al.* (2004), Bazan (2004), Rotaru *et al.* (2006), entre outros, realizaram pesquisas sobre implantes pré-

¹ A craniotomia é uma abertura cirúrgica do crânio, com o objetivo de se obter acesso às meninges, à

operativos sob medida para cranioplastia, e é observado nesses estudos, que toda a cadeia de produção pode ser resumida basicamente em 3 etapas principais:

- Obtenção de imagens do paciente por TC (Tomografia Computadorizada) ou RNM (Ressonância Nuclear Magnética);
- Segmentação de imagens e modelagem tridimensional (3D); e
- Projeto e fabricação com técnicas auxiliadas por computador, CAD/CAM.

Na Figura 1 são apresentadas de forma relacionada as 3 etapas descritas acima, subdividida em três etapas ou áreas distintas que de certa forma atuam na cranioplastia: a etapa de modelagem, engloba a aquisição e manipulação de dados do paciente. É a área que abrange o planejamento do processo. Ela é iniciada com a varredura da região afetada por TC ou RNM. As imagens bi-dimensionais (2D) obtidas são segmentadas e posteriormente, em *softwares* dedicados, são modeladas em forma de superfícies ou sólidos. Em ambos, são necessários refinamentos e adaptações ao projeto, preparando para a técnica de fabricação posterior. A segunda área reúne os variados processos de fabricação que podem ser utilizados. É observado que a definição do processo adequado é direcionada basicamente pela escolha do material, complexidade geométrica da prótese e disponibilidade de equipamento². Por fim acontece a etapa que envolve a técnica cirúrgica a ser adotada, que é inerente a uma decisão médica.

A etapa de modelagem ilustrada na Figura 1, trata da aquisição e conversão dos dados e, atualmente já está bem desenvolvida. Os equipamentos de TC evoluíram consideravelmente desde o seu surgimento no início da década de 1970, e hoje, junto com a RNM são conhecidos como os dois melhores métodos para aquisição de informações para diagnóstico médico e planejamento (HIEU *et al.*,2002). Os métodos de segmentação e vetorização das imagens obtidas por TC ou RNM se apresentam eficientes quanto à precisão e disponibilidade de arquivos em formatos públicos, tais como: STL (*STereoLithography*) e IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*), mas se limitam ao emprego de *softwares* dedicados que geralmente são caros.

massa encefálica ou para retirada de um tumor.

² Essas características serão melhor abordadas na seção 2.3 da revisão.

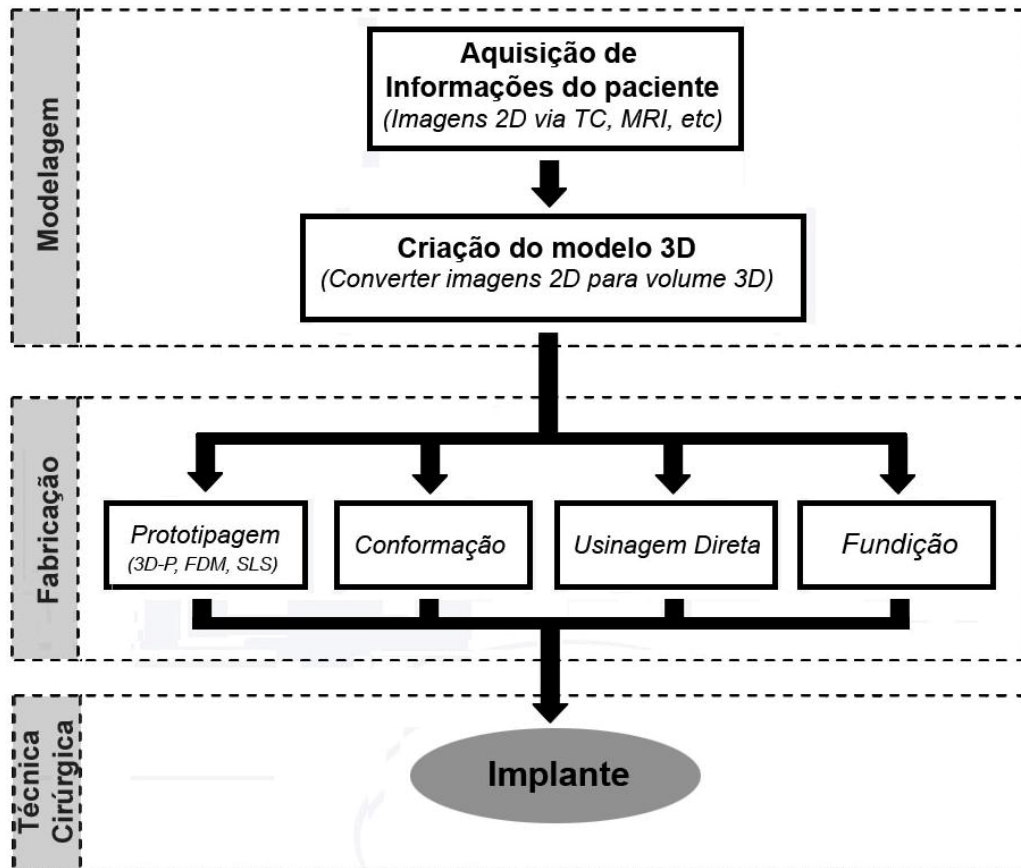


Figura 1 – Fluxograma geral do ciclo de produção de um implante no método pré-operativo.

A etapa de projeto pode ser realizada em aplicativos CAD convencionais da área de engenharia mecânica; nesta, inclui-se a separação de regiões de interesse, modificações, otimização do projeto e a exportação em formatos adequados à fabricação. As principais técnicas de fabricação de implantes pré-operativos fazem uso, basicamente, de quatro processos tradicionais. São eles: Fabricação por Camadas, também denominado Prototipagem Rápida (PR), além dos processos de Conformação, Usinagem e Fundição.

Atualmente, a principal aplicação da PR na cranioplastia é na produção de modelos (cirúrgico ou de engenharia) ou moldes para uma posterior conformação ou fundição da prótese. Segundo Hieu *et al.* (2002) esta ainda é uma técnica cara e não amplamente disponível, além do fato de ser limitada por inúmeras variáveis de processo, materiais e outros que serão apresentados com mais detalhes na seção 2.3.1.

O processo de conformação não aparece como alternativa ideal para a produção de implantes sob medida, principalmente pela complexidade e custo imposto ao processo, que seria compensada apenas em uma produção seriada.

A usinagem, em específico o fresamento, é um processo utilizado em vários trabalhos, tanto para a confecção de modelos ou moldes para posterior etapa de conformação, conforme apresentado em: Joffe *et al.* (1999), Gelaude *et al.* (2006) e Eufinger *et al.* (2007), assim como, na usinagem direta de implantes, conforme Eufinger *et al.* (1995), Wehmöller *et al.* (1995), Eufinger *et al.* (1998), Eufinger e Saylor (2001), Hieu *et al.* (2002), Schipper *et al.* (2004), Bazan (2004) e Weihe *et al.* (2004). A usinagem direta apresenta algumas limitações³ importantes conforme descritas em Bazan (2004), que relata problemas com fixação, referimento de máquina, restrições geométricas, rigidez mínima necessária do material e impossibilitando à confecção de matrizes porosas (*scaffolds*⁴).

A grande quantidade de limitações imposta pelos processos de fabricação e as funcionais apresentadas pelas próteses, tem motivado a investigação de novos biomateriais e metodologias de produção mais eficientes. Uma alternativa que se apresenta pouco investigada é a fundição de biomateriais em molde usinado. Eufinger *et al.* (1995), sem relatar muitas informações sobre a metodologia de produção, foi o primeiro a utilizar essa técnica em 1995, fundindo o acrílico polimetilmetacrilato (PMMA) em molde, usinado em um centro de usinagem CNC 3-eixos. Um trabalho com abordagem semelhante é apresentado por Heissler *et al.* (1998), que fundiu titânio, porém, sobre um modelo de engenharia prototipado. Mais recentemente, Hieu *et al.* (2002) apresentaram um estudo mais detalhado sobre implantes de PMMA fundidos em molde usinado em máquina CNC 3-eixos. Os resultados mostraram as seguintes vantagens sobre métodos que usam PR: (i) Maior precisão; (ii) produção direta do molde para fabricação do implante; (iii) menor tempo gasto na fabricação; (iv) menor custo e (v) maior disponibilidade de equipamento, principalmente em países menos desenvolvidos.

Vale ressaltar também que a proposta de usinagem de moldes para fundição de biomaterial permite a produção de implantes com grande complexidade

³ Essas limitações serão melhor abordadas na seção 2.2.3 da revisão.

⁴ *Scaffold* é um termo adotado pela engenharia de tecidos para nomear suportes biológicos ou sintéticos para o cultivo e regeneração de tecidos. (Em português esse termo aparece traduzido como: matriz tridimensional, arcabouço, estrutura e escafolde).

geométrica⁵ e permite o uso de uma maior diversidade de materiais quando comparado à PR.

Entretanto, é esperado que a inclusão de mais um processo na cadeia produtiva⁶ possa implicar em um aumento de erro dimensional, do tempo e do custo de produção, sendo estes os principais problemas a serem enfrentados neste trabalho.

1.1. OBJETIVO

Fazer a avaliação dimensional de supostas próteses acrílicas, produzidas por dois diferentes processos de fabricação.

1.2. METAS

- Estudar técnicas de fundição de biomateriais (em especial do acrílico Polimetilmetacrilato (PMMA)).
- Desenvolver o projeto de um porta-moldes, que seja eficiente para produção de variados tamanhos e geometrias de próteses.
- Analisar a viabilidade do fresamento de moldes descartáveis em gesso para fundição.
- Obter um modelo de prótese fundida para posterior avaliação dimensional.
- Obter um modelo de prótese usinada, com estratégia e parâmetros de usinagem diferentes dos utilizados por Bazan(2004).
- Apontar tempo de fabricação e gastos com materiais.

⁵ Este termo é utilizado de forma freqüente para designar uma superfície cuja solução analítica só pode ser obtida por aproximação. É também utilizado como sinônimo para superfície de forma livre ou esculpida.

⁶ Adoção de mais um processo na cadeia produtiva, se refere a mudança de uma usinagem direta da prótese para a usinagem de um molde para seu posterior processo de fundição.

1.3. ESCOPO

O presente estudo está limitado a uma revisão bibliográfica sobre os temas cranioplastia, biomateriais, processos de fabricação (com ênfase na usinagem e fundição) e inspeção dimensional. Entretanto, deve-se observar que a metodologia aqui proposta não se destina, ainda, à fabricação de próteses para uso em vivos.

Capítulo 2.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. CRANIOPLASTIA

A cranioplastia é um dos procedimentos cirúrgicos mais antigos, datados de 3000 anos a.C. (AGNER *et al.* 1997). Descobertas arqueológicas de crânios trepanados, associados com materiais moldados no formato de cobertura de defeitos cranianos, são fortes evidências que a cranioplastia é praticada desde a antiguidade (AGNER *et al.* 1998). Sanan e Haines (1997) afirmam que esta não era uma prática exclusiva de uma civilização, pelo contrário, cirurgias no crânio eram procedimentos constantes entre os incas, britânicos antigos, asiáticos, norte-africanos e polinésios.

Na Figura 2 são ilustrados alguns exemplos, tais como um crânio inca com três trepanações (ver Figura 2a) e um crânio de Cerro Colorado região de Paracas no Peru onde uma fina placa de ouro foi usada para cobrir um defeito na testa, (ver Figura 2b e c). Segundo Sanan e Haines (1997) este é o crânio melhor preservado que confirma que a cranioplastia foi executada por cirurgiões peruanos pré-históricos.

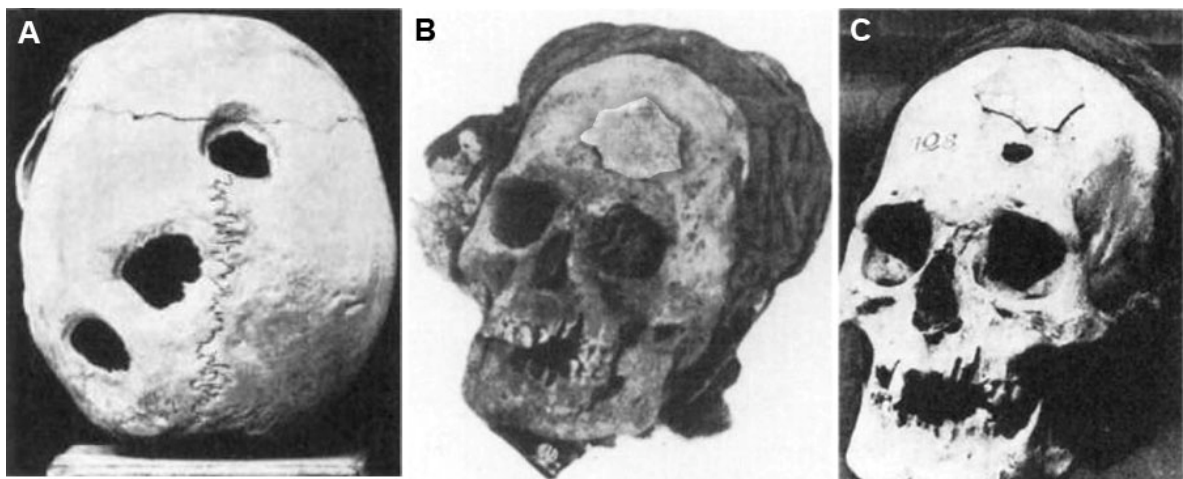


Figura 2 – Exemplos de cranioplastias encontradas na antiguidade. (a) Crânio inca; (b) Crânio da região de Paracas no Peru. Fonte: [Sanan e Haines (1997)].

Durante a história da cranioplastia, uma gama enorme de materiais foi usada no reparo de defeitos cranianos. Porém nas últimas décadas, pesquisas constantes levaram a uma crescente evolução, e hoje, convencionalmente, a cranioplastia é tratada através de implantes individuais que Eufinger e Saylor (2001) e Artico *et al.* (2003), dentre outros, classificam segundo sua origem, como:

- Autólogo (do termo em inglês autograft) - retirado do mesmo indivíduo;
- Não autólogo - originário de outro ser vivo, podendo este ser:
 - Homólogos (*allograft*) - da mesma espécie;
 - Heterólogos (*xenograft*) - de outra espécie;
- Aloplásticos⁷ - que são as resinas, polímeros, metais e cerâmicas.

Louis X. A. Ollier em 1859 foi um dos pioneiros nos fundamentos da regeneração óssea. Ele executou experimentos de trepanação com enxerto ósseo em animais e foi um dos primeiros a distinguir e descrever os conceitos de autólogos, homólogos e heterólogos, (BURWELL, 1994). Sugere-se a leitura de Sanan e Haines (1997) que apresentam uma notável e minuciosa revisão histórica sobre a cranioplastia.

Artico *et al.* (2003) são defensores do uso de ossos autólogos, segundo eles, as suas propriedades mecânicas, imunológicas e funcionais, aliadas a um superior efeito psicológico e estético, fazem deste o melhor material para cranioplastia. Porém, Eufinger e Saylor (2001) afirmaram que os implantes ósseos em geral não se prestam a promover por longa duração a estabilidade geométrica e podem não convergir para os resultados estéticos esperados. Grant *et al.* (2004, apud Ratoru *et al.*, 2006) mencionaram que os do tipo autólogo em específico, supõem aumento da morbidade no local doador, maior tempo cirúrgico, não apresentam qualidade ou quantidade suficiente de material doador, além de apresentarem dificuldades em tomar a forma do novo implante e podem também apresentar alguns graus de reabsorção e requererem outras cirurgias para ajustes, o que tornaria impraticável para implantes de grandes áreas. Para os não autólogos, Eufinger e Saylor (2001) apontam os riscos de agentes infecciosos e reação imunológica por parte do organismo. Alesch e Bauer (1985) mencionam vários casos de implantes feitos com

⁷ Aloplástico é uma palavra análoga ao termo 'sintético' (de origem não humana, não animal e não orgânica)

ossos de animais (heterólogos), tais como: cão, macaco, ganso, coelho, bezerro, águia. Além disso, afirmam que o uso de ossos de cadáveres (homólogos) foi uma técnica bastante investigada no começo do século XX, e que sofreu um renascimento na década de 1980. Porém, segundo eles, o consenso geral dos neurocirurgiões é que estes são limitados e ainda menos indicados que os autólogos.

Eufinger e Saylor (2001) relatam as vantagens do implante aloplástico (utilizando materiais como resinas, polímeros, metais e cerâmicas), sendo que alguns destes proporcionam estabilidade geométrica, podem ser obtidos em qualquer quantidade necessária, minimizam os riscos de agentes infecciosos e elimina a necessidade de remoção de um enxerto do tipo autólogo, que aumentaria a morbidade cirúrgica e dor pós-operatória. Porém, Edwards e Ousterhout (1987) fazem uma importante nota sobre a seleção de um material para cranioplastia, afirmam eles, que a decisão deve estar intimamente relacionada à idade do paciente. Por exemplo, crianças com menos de 3 anos de idade demonstram maior capacidade regenerativa do crânio, sendo uma boa alternativa nesses casos, o uso de implante ósseo, mais especificamente a *split calvarium* (tábua externa do osso, conforme técnica defendida por Ártico *et al.* (2003)). Enquanto que adultos, comparativamente, apresentam crescimento ósseo quase desprezível, tornando o material aloplástico mais adequado. Agner *et al.* (1997) apresentam, além disso, outras variáveis que julgam importantes para a escolha do material, tais como o local do defeito (especialmente com respeito a exigências estéticas e funcionais), a causa do defeito (trauma devido remoção de tumor onde uma cirurgia adicional pode ser necessária) e o tamanho do próprio defeito.

Na década de 1990 uma proposta inovadora foi apresentada por Kübler *et al.* (1995) que avaliaram a utilização de um cimento produzido com pó de ossos de cadáver humano desmineralizado. O material apresentou bons resultados, porém, os autores indicaram que estes deveriam ser analisados com precaução, pois análises mais detalhadas necessitavam ser feitas.

Segundo Sanan e Haines (1997), independente se autólogo, não autólogo ou aloplástico o material de substituição ideal deve ser forte, leve, maleável, não condutivo termicamente, esterilizável, inerte, radioluciente, não magnético, bom esteticamente, disponível e barato.

Quanto ao método de implantação da prótese ele pode ser classificado como, “intra-operativo” ou “pré-operativo”. Eufinger e Saylor (2001), afirmam que o método intra-operativo (preparado no momento da cirurgia) além de aumentar o tempo e o risco de complicações na cirurgia não satisfaz quanto ao aspecto estético e fica dependente da habilidade manual do cirurgião. Então, devido a essas implicações, constantemente são apresentadas inovações tecnológicas, objetivando a fabricação de implantes pré-operativos, pois este permite ao cirurgião o planejamento cirúrgico, a pré-fabricação da prótese e conseqüentemente, propicia a redução do tempo de cirurgia e melhores resultados estéticos. Alguns exemplos serão apresentados a partir da seção 2.3.

Motivado pela individualidade, localização, complexidade geométrica e funcional das próteses, a cranioplastia é intimamente dependente de conhecimentos e tecnologias multidisciplinares. O primeiro exemplo é a necessidade da obtenção de informações sobre a região afetada do crânio, para isso, equipamentos de TC ou RNM vêm sendo utilizados eficientemente pela comunidade científica e médica há várias décadas para esse fim, despontando como uma ferramenta extremamente importante na cadeia de produção de implantes. Outro exemplo é a necessidade de segmentar e representar as informações (imagens) do paciente em ambiente de projeto CAD/CAM. O processo de segmentação das imagens 2D oriundas da TC ou RNM é iniciado com a separação da estrutura óssea e dos tecidos moles, isso é realizado em aplicativos MIP com auxílio de técnicas de limiarização (*threshold*)⁸, vetorização e reconstrução. A geometria do osso é transformada em segmentos no formato IGES ou sólidos no formato STL. Observa-se que essa etapa é extremamente dependente de aplicativos dedicados que geralmente são poucos e caros, entretanto, se mostram eficientes e amplamente utilizados. Alguns exemplos são: [Mimics®], [Medicim®], [InVesalius®], [Velocity®], [Analyze®] e [3Ddoctor®].

A modelagem 3D de estruturas anatômicas, tem sido usada principalmente para dois propósitos: (i) fabricar modelos físicos conhecidos como biomodelos; (D'URSO *et al.* 2000, GELAUDE *et al.* 2006, HEISSLER *et al.* 1998, JOFFE *et al.* 1999, LEE *et al.* 2002, WURM *et al.* 2004, YACUBIAN-FERNANDES *et al.* 2004, LOHFELD; BARRON; MCHUGH, 2005, LO *et al.* 2004) e (ii) projetar implantes

⁸ A limiarização traduzida do termo inglês *threshold*, consiste em converter imagens em tons de cinza para imagens binárias. Em geral, consiste na bipartição do histograma, convertendo os pixels cujo tom de cinza é maior ou igual a um certo valor de limiar em brancos e os demais em pretos.

(BAZAN 2004, EUFINGER *et al.* 1995, EUFINGER *et al.* 2003, EUFINGER *et al.* 1998, EUFINGER; SAYLOR 2001). Os biomodelos são usados para planejamento pré-operativo, funcionando como uma espécie de gabarito para preparação do implante como apresentando por Heissler *et al.* (1998), ou como modelo para produzir um molde no qual o implante final será fabricado, conforme D'Urso *et al.* (2000). No caso do projeto direto do implante, ele é geralmente produzido por processo de usinagem ou prototipagem rápida.

Na etapa de projeto e modelagem do implante, um fator importante é a sua definição geométrica. Hieu *et al.* (2002) descrevem que a geometria em cranioplastia é determinada por três superfícies: externa, interna e superfície de contato. A superfície de contato se refere à borda do defeito ósseo (contornos da abertura no crânio). A interna e a externa se referem respectivamente a parede interna e externa do osso craniano. Essas três superfícies são extremamente importantes para garantir um bom ajuste entre o implante e a abertura do crânio. Depois de finalizado o projeto em CAD, o modelo segue para a etapa posterior que prepara ao processo de fabricação. Caso o processo seja PR, o modelo em formato STL é manipulado em aplicativos específicos que irão fatiá-lo em camadas, traçar as estratégias e as variáveis de trabalho do equipamento. No caso de processos que fazem uso da usinagem direta ou de usinagem de moldes e matrizes, o modelo é exportado para aplicativos CAM, onde são definidas as estratégias e os parâmetros de usinagem.

2.2. BIOMATERIAIS PARA PRÓTESES

Segundo Santos (2002, apud Bazan, 2004), os biomateriais podem ser definidos como substâncias de origem natural ou sintética que são toleradas de forma transitória ou permanente pelos diversos tecidos que constituem os órgãos dos seres vivos. Vários são os critérios que um material precisa atender para ser enquadrado como um biomaterial; esse mesmo autor ressalta alguns requisitos fundamentais, introduzindo também o conceito de biofuncionalidade:

- O material deve ser biocompatível, ou seja, sua presença não deve causar prejuízos a curto e longo prazo no local do implante ou no sistema biológico;
- Os tecidos não devem causar a degradação do material implantado, como, por exemplo, corrosão em metais, a não ser de forma tolerável;
- O material deve ser biofuncional, ou seja, deve ter as características adequadas para cumprir a função (estática ou dinâmica) desejada, pelo tempo desejado;
- O material deve ser esterilizável.

Mais especificamente detendo-nos nos biomateriais direcionados à reconstrução facial, Gosain (2003, apud Bazan, 2004) ressalta algumas características específicas às quais esses materiais devem apresentar, tais como:

- Biocompatibilidade, sem gerar uma reação inflamatória ou de corpo estranho;
- Que sejam radiopacos⁹, para fácil localização no corpo por meios radiográficos;
- Facilmente produzido na forma que preencha a deformidade;
- Capaz de manter o seu volume a longo prazo, após a implantação;
- Atividade óssea, induzindo a substituição do biomaterial por osso, em um índice igual a reabsorção do biomaterial; e
- Prontamente disponível.

Rotaru *et al.* (2006), mencionam que para o planejamento de uma cranioplastia a escolha do biomaterial é um assunto muito importante. Certamente o material escolhido vai direcionar boa parte do planejamento, no tratante ao processo de fabricação, a técnica cirúrgica, ajuste e fixação no osso. Schiffer *et al.* (1997) realizaram uma discussão sobre procedimentos cirúrgicos e baseados em evidências clínicas, comentam o quanto a seleção do material e a técnica cirúrgica podem melhorar os resultados de cranioplastia.

⁹ Radiopacidade é a capacidade que certas substâncias possuem de serem impermeáveis aos raios X ou a outras formas de energia radiante.

Desde os primitivos procedimentos cirúrgicos da antiguidade até hoje, muitos materiais foram usados para cobrir defeitos ósseos, inclusive conchas de coco, ossos de doadores humanos e não humanos, metais, incluindo ouro, prata, tântalo, titânio e, mais recentemente, materiais biosintéticos como resinas e cerâmicas (AGNER *et al.* 1997). Calixto (2001, apud Bazan, 2004), apresenta uma lista mais completa com os materiais mais utilizados em implantes, aplicados em todo o corpo humano. Estes são: os metais ou ligas metálicas (titânio, titânio-alumínio-vanádio, cobalto-cromo-molibidênio, ferro-cromo-níquel), as cerâmicas (hidroxiapatita, fosfato de tri cálcio, aluminatos de cálcio), os polímeros (silicones, poliamida, ácido poliático, ácido glicólico, polipropileno, polietileno, polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno, poliuretanas), os compósitos (cerâmicas de vidro, cimentos de ionômero de vidro) e, mais recentemente, os vidros bioativos. Entretanto, para as aplicações em cranioplastia, são utilizados apenas os materiais de menor susceptibilidade a rejeição – por se tratar de uma região crítica – e os que são mais leves, favorecendo o aspecto do conforto ao paciente. Eppley (2003) menciona que atualmente três alternativas de biomateriais vêm sendo mais usadas na cranioplastia. São elas: polimetilmetacrilato (PMMA), hidroxiapatita (HA) e o titânio (Ti). Cada qual tem suas vantagens e indicações na cranioplastia contemporânea. Esses biomateriais podem apresentar bons resultados clínicos por meio de uma boa técnica cirúrgica e da escolha de um biomaterial adequado a cada paciente.

Materiais compostos de fosfato de cálcio como é o caso da HA são usados comercialmente para próteses a mais de duas décadas (GOSAIN 2005). Porém, só na metade da década de 1990 que ela foi introduzida como um material em potencial (SANAN e HAINES, 1997). Segundo Santos (2002, apud Bazan, 2004), a HA é um fosfato de cálcio hidratado, componente majoritário (cerca de 95%) da fase mineral dos ossos e dentes humanos.

Ao contrário da maioria dos outros aloplásticos que são inertes, Eppley (2003) garante que esses materiais são bioativos e tem um grande potencial de promover regeneração de tecidos após sua colocação, porém, quando comparado ao PMMA, por exemplo, tem como ponto negativo a sua baixa tenacidade.

Uma das mais recentes aplicações da HA é o seu uso como camada de revestimento, aplicada sobre implantes de titânio, que tem como objetivo prover ao

implante metálico uma superfície bioativa, promovendo regeneração óssea, conforme pode ser visto em Watari *et al.* (2004).

O Titânio já há algumas décadas despontou como o material metálico mais adequado para uso em cranioplastia dentre os inúmeros já utilizados desde a antiguidade e que são comentados por Sanan e Haines (1997). Hoje o Ti constitui quase a totalidade dos dispositivos de fixação, malhas dinâmicas, e em alguns casos próteses inteiras. Eppley (2003) menciona que o Ti é um material altamente resistente à corrosão, biocompatível e sem nenhum risco de reações alérgicas. Atualmente, a liga Ti-6Al-4V (Ti com 6% de Alumínio e 4% de Vanádio) é a mais usada para implantes e dispositivos de fixação em geral, isso é devido a sua qualidade de biocompatibilidade e baixa densidade, alta resistência e certa capacidade de dobramento. Porém, para a aplicação em cranioplastia, pesquisadores como D'Urso *et al.* (2000) e Beumer, Firtell e Curtis (1979, apud Hieu *et al.*, 2002) apontam algumas desvantagens do Ti, tais como: alto custo, dificuldades na moldagem, fundição e usinagem; criação de artefatos em seções de TC ou RNM, condutividades térmica e elétrica.

Observa-se uma tendência de substituição de materiais metálicos em próteses cranianas por resinas acrílicas e cimentos ósseos de origem mineral, limitando os materiais metálicos à confecção de dispositivos de fixação e a malhas dinâmicas que sempre apresentaram bons resultados.

Em relação aos materiais sintéticos em geral, Sader *et al.* (1996) e Zeilhofer *et al.* (1997) citados em Rotaru *et al.* (2006), mencionam que esses devem ser biocompatíveis, inertes, radiolucentes¹⁰, ter baixa ou nenhuma condutividade térmica, semelhante peso ósseo, resistência mecânica, simplicidade de trabalho e baixo custo. Prolo e Oklund (1991) afirmam que as resinas acrílicas são citadas como o material preferido para implantes ósseos por grande número de cirurgiões, devido a algumas dessas características, em especial à sua resistência, baixo custo, facilidade de uso e boas propriedades de biocompatibilidade. Rotaru *et al.* (2006) afirmam que o acrílico em geral preenche todos os requisitos citados acima, e o PMMA em específico é o mais usado atualmente na cranioplastia.

Existem outros materiais que não são considerados como biomateriais, mas são utilizados no processo de fabricação de próteses cranianas. Eles são

¹⁰ Algo é considerado radiolucente quando é quase transparente a raio-x ou outras formas de radiação.

empregados principalmente na produção de moldes, modelos cirúrgicos e de engenharia.

O gesso odontológico é um exemplo desses materiais. Ele é barato e de fácil manipulação e conformação. Para o gesso de moldagem, o tempo de trabalho é apenas de 2 a 3 minutos. A manipulação do sistema pó/líquido também afeta as características da reação. O aumento do tempo de espatulação resulta na diminuição do tempo de presa¹¹, já que possui o efeito de romper os cristais conforme eles se formam, aumentando então o número de pontos de cristalização, (NOORT, 2004).

Uma vez o material reagido, ocorre pouca ou nenhuma alteração dimensional. A estabilidade de armazenamento é excelente, embora o material seja levemente solúvel em água. A resistência à compressão é a propriedade mecânica mais comumente utilizada para se verificar a resistência dos produtos a base de gesso. (Gesso Comum 9 MPa, Gesso-pedra 21 MPa, Gesso-pedra melhorado 48 MPa). O ar incorporado durante o processo de manipulação pode ser removido através de vibração. A resistência à tração do gesso comum é muito baixa (aproximadamente 2MPa). Isso se é devido à porosidade residual e a natureza frágil do material. A dureza superficial dos produtos em gesso também é muito baixa, de forma que o material é altamente suscetível a riscamento e à perda por abrasão, (NOORT, 2004).

2.2.1. Acrílico PMMA

Segundo Sanan e Haines (1997), os confrontos da Segunda Guerra Mundial resultaram em vários defeitos cranianos de grandes dimensões, e isso pressionou a melhoria das técnicas de cranioplastia. Foi nesse período que as resinas acrílicas começaram a serem usadas com esse propósito. O metilmetacrilato foi descoberto em 1939 e estudado extensivamente nos anos quarenta. Esses estudos descobriram qualidades desejáveis para cranioplastia, tais como: boa resistência a impacto e calor, ser radioluciente e inerte.

¹¹ Tempo de presa é um termo comum na odontologia que indica o tempo transcorrido entre a mistura de componentes (geralmente líquido e pó) até que o material edureça.

Gronet, Waskewicz e Richardson (2003) e Sanan e Haines (1997) citam que o interesse por resinas acrílicas para neurocirurgias aumentou consideravelmente depois de um trabalho publicado por William Spence em 1954, que tratava de um método consideravelmente simples para fabricar implantes intra-operativos usando o metilmetacrilato auto-polimerizante.

Atualmente, a resina acrílica mais utilizada é o polimetilmetacrilato (PMMA), que tem uma longa história de uso em cirurgia ortopédica como cimento ósseo para próteses de articulações. Foi adaptado para procedimentos de cranioplastia como uma mistura de polímero de metilmetacrilato em pó e copolímero de metilmetacrilato-estireno e um monômero de peróxido de benzil, (EPPLEY, 2003).

O PMMA é uma resina transparente com uma claridade marcante, ela transmite luz na escala ultravioleta, para um comprimento de onda de 250nm. É uma resina dura com um número de dureza Knoop de 18 a 20. Sua resistência à tração é de aproximadamente 60 MPa e sua densidade é de 1,19 g/m³. Seu módulo de elasticidade é de aproximadamente 2,4 GPa (2.400 MPa), (ANUSAVICE, 1998).

O PMMA pode ser fabricado intra-operativamente misturando um monômero líquido com um polímero em pó, ver Figura 3a. Após a mistura de ambos, uma reação exotérmica acontece e pode alcançar temperaturas de até 80°C, mantidas durante 8 a 10 min. O monômero líquido é altamente alergizante e citotóxico¹², a mistura e o processo de polimerização inicial devem acontecer fora do local de implante, para que o mínimo de monômeros livres entre em contato com tecido. Uma vez formado, o PMMA é impenetrável, não biodegradável, e o organismo desenvolve uma cápsula fibrosa que o envolve, tolerando-o, mas sem nenhuma capacidade de incorporação de tecido (EPPLEY, 2003).

Muitos profissionais médicos, principalmente em procedimentos intra-operativos, alteram as proporções monômero/polímero recomendada pelos fabricantes de PMMA em um esforço para diminuir a viscosidade e aumentar o tempo de manipulação. Sendo assim, objetivando analisar o efeito dessa relação nas propriedades mecânicas do PMMA, pesquisadores como Jasper *et al.* (1999) investigaram diferentes proporções que vão de 0,40 a 1,07 mL/g, seguindo a norma F451 da ASTM (*American Society for Testing and Materials*). O resultado com a proporção de 0,57 mL/g exibiu melhores resultados. Amostras com proporções

¹² É um adjetivo dado à substâncias que são tóxicas as células ou que impedem o crescimento de um tecido celular.

maiores ou menores exibiram perda de resistência, em alguns casos em até 24%. Esse resultado aponta que a relação adequada entre líquido e pó afeta as propriedades do material, porém, é ainda desconhecida a significância clínica dessa diminuição.

As resinas sintéticas como é o caso do PMMA, polimerizam aleatoriamente a partir de locais que foram ativados. Desta forma, dependendo da capacidade das cadeias para o crescimento a partir de seus locais de ativação, as moléculas no interior de materiais poliméricos consistem em espécimes moleculares que variam em grau de polimerização. Biologicamente, é importante perceber que esta polimerização raras vezes é inteiramente completa e que as moléculas de monômeros residuais podem ser separadas de materiais poliméricos. Estes componentes de baixo peso molecular, algumas vezes, causam reações adversas, principalmente reações alérgicas, (ANUSAVICE, 1998).

Quanto ao mecanismo de polimerização, a reação pode acontecer por condensação ou por adição. Em uma comparação entre as duas, o método por adição pode rapidamente produzir moléculas gigantes e quase sempre de tamanho infinito. Partindo de um centro ativo, um monômero é adicionado pouco a pouco e rapidamente se forma uma cadeia que teoricamente pode crescer indefinidamente, desde que haja disponibilidade de suprimento de meros¹³. O processo é simples, mas não é de fácil controle. O processo completo de polimerização por adição pode ser ilustrado como uma série de reações em cadeia. O processo ocorre de modo rápido, quase que instantaneamente. As reações são exotérmicas, e uma quantidade considerável de calor está envolvida. As reações na polimerização podem promover a exaustão total do monômero. Impurezas no monômero freqüentemente inibem esta reação e influenciam o grau de polimerização, (ANUSAVICE, 1998).

Segundo Eppley (2003) o uso de PMMA na cranioplastia tem inúmeras vantagens, incluindo o baixo custo do material, excelente adaptação no organismo, facilidade na moldagem (por meio da habilidade manual), implantes podem ser carregados com antibióticos, e são muito duráveis. Na odontologia, Anusavice (1998) menciona que o sucesso do PMMA é creditado ao fato de ser econômico e produzido por meio de técnicas relativamente simples, além das características já

¹³ Nos polímeros, as moléculas (macromoléculas) são constituídas por muitas unidades ou segmentos repetidos, que são chamados meros.

mencionadas. Sendo assim, Noort (2004) afirma que dentre os vários materiais utilizados na odontologia, o polimetilmetacrilato é atualmente o material recomendado.

Apesar de todas as vantagens apresentadas até então, o PMMA tem uma desvantagem incomum, quando misturado, ele apresenta um odor muito forte e ofensivo (devido ao monômero). Segundo Eppley (2003), isso causa reações alérgicas até em pessoas que estejam próximas, devido a sua fumaça. No caso específico de preparação intra-operativa, as altas temperaturas de cura requerem resfriamento depois da colocação, para prevenir danos térmicos nos tecidos adjacentes. Além disso, o material tem uma propriedade de adesão bacteriana muito alta. Em longo prazo pode acontecer afinamento da pele protetora e exposição do implante. Além disso, o PMMA não apresenta integração com tecidos e é mais indicado ao uso em pacientes adultos.

Uma alternativa interessante da aplicação do PMMA, principalmente no aspecto de resposta biológica, é a sua utilização em compósitos, tais como: PMMA/HA e PMMA/ vidro bioativo, conforme foi apresentado por Sousa *et al.* (2006). Do ponto de vista de propriedades mecânicas o PMMA é rígido, mas ele pode ainda ser reforçado com malha metálica conforme proposto por Malis (1989), que apresentou um trabalho com objetivo de diminuir o risco de fratura com impacto e de proporcionar uma resistência ainda mais semelhante com a do crânio real. Com propósito de contemplar ambos os aspectos anteriores, Eppley (2003) apresentou uma sugestão de variação, combinando PMMA e polidrosietilmetacrilato (pHEMA), que resulta em um material polimérico de maior resistência e porosidade inter-relacionada. Alguns pesquisadores utilizam uma outra variedade de acrílico chamado polietilmetacrilato (PEMA), que apresenta maior elasticidade, menor temperatura de polimerização e fácil processamento. Rotaru *et al.* (2006) apresentou um trabalho onde foram misturados PEMA e hidroxiapatita e que segundo os autores, proporcionou ao material além das propriedades já mencionadas do PEMA, maior resistência física (similar a óssea) e formação de pontes de colágenos entre o osso e a hidroxiapatita.

Em um trabalho publicado por Lara *et al.* (1998, apud Eppley, 2005), os autores afirmam que atualmente o PMMA é usado em reconstrução craniana em três formas diferentes, baseado no tipo e no tamanho do defeito. A relação feita pelos autores é a seguinte: O PMMA puro, é mais utilizado para defeitos de pequena

espessura e dimensões entre (5–15 cm²), o PMMA reforçado com malha metálica é mais utilizado para média espessura e dimensões entre (15–50 cm²), enquanto que para grandes defeitos (>50 cm²), os implantes de PMMA são feitos sob medida baseado em modelo tridimensional.

Hieu *et al.* (2005) comentam que a forma de ativação dos componentes que produzem o PMMA pode ser térmica (termo polimerização) ou química (auto polimerização). Exemplos dessas duas formas de ativação do PMMA podem ser visto em Hieu *et al.* (2002) que apresentam resultados de produção de implantes fundidos sobre molde usinado.

Uma técnica descrita por Eppley (2003), é a preparação do PMMA em um recipiente aberto misturando os componentes: líquido e pó conforme mostra a Figura 3b.

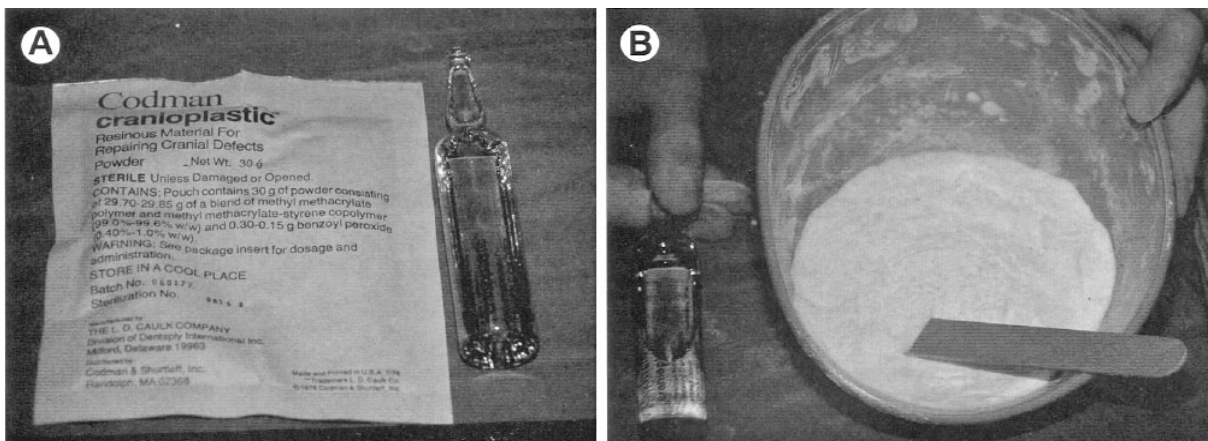


Figura 3 - Método tradicional de preparo do PMMA para cranioplastia intra-operativa. (A) Componente líquido e em pó, (B) Componentes misturados no recipiente aberto. Fonte: [Eppley (2003)].

Nesse mesmo trabalho o autor comenta uma outra técnica mais recente a qual considera mais adequada no sentido de praticidade de preparação. O processo é ilustrado na Figura 4. O método de preparação é auto-suficiente e oferece duas vantagens: primeiramente, todo o processo de mistura é executado dentro de uma bolsa de retenção lacrada que contém os ingredientes necessários. Dessa forma, o odor é eliminado e simplifica o processo de mistura. Segundo, há uma diminuição dos picos de temperatura exotérmica. Uma vez misturados os materiais, a mistura de PMMA está pronta para modelagem manual intra-operativa ou preparação pré-operativa da prótese.

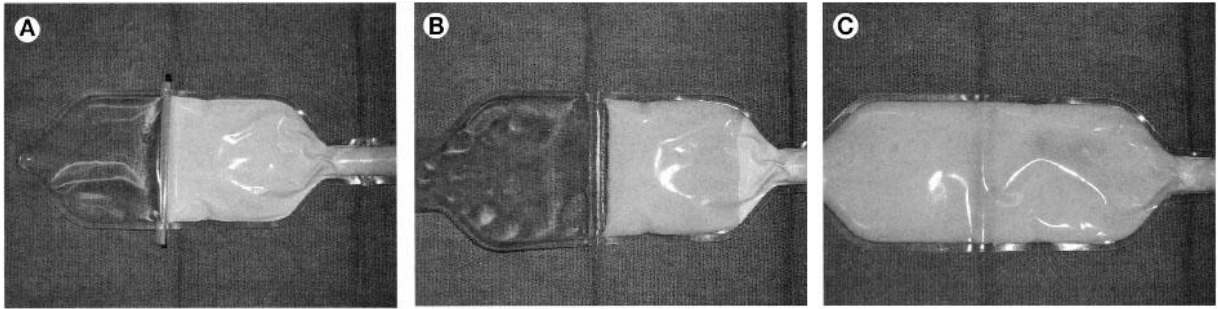


Figura 4 - Método auto-suficiente para mistura de PMMA. (A) Recipiente com materiais (líquido e pó) separados. (B) O lacre divisório é retirado. (C) A mistura dos componentes dentro do recipiente. Fonte: [Eppey (2003)].

Batchelor e Chandrasekaran (2004) relaciona de forma generalizada, como sendo os principais problemas do trabalho com PMMA: (i) reação alérgica no paciente antes que o PMMA líquido esteja curado, que pode causar uma queda perigosa da pressão sanguínea; (ii) as reações exotérmicas envolvidas na cura do material podem elevar o PMMA a temperaturas de aproximadamente 60°C , causando danos aos tecidos; (iii) queda da resistência mecânica com possível fratura; (iv) liberação de fragmentos nos tecidos e (v) perda de fixação entre osso e o PMMA devido a necrose (morte) de células ósseas depois de contato prolongado com PMMA.

2.3. PROCESSO DE FABRICAÇÃO DE PRÓTESES

Segundo a cadeia de processo apresentada na introdução e ilustrada na Figura 1, a etapa de projeto e manipulação dos dados inclui a separação de regiões de interesse e a exportação delas em formatos adequados à fabricação. Os principais processos de fabricação, segundo análise de diversos pesquisadores conforme já citado, foram: Prototipagem Rápida, Conformação, Usinagem e Fundição. Algumas técnicas de fabricação recorrem à apenas um processo como meio de confeccionar a prótese, enquanto outras podem utilizar vários processos em etapas diferentes da cadeia de produção, conforme será apresentado a seguir.

2.3.1. Prototipagem Rápida

Em meados da década de 1980, motivados pela necessidade de se obter modelos físicos de forma mais rápida e precisa que os produzidos artesanalmente, a indústria começou a investir na produção direta de protótipos a partir de modelos CAD tridimensionais. Nesta tecnologia, conhecida como fabricação por camada ou prototipagem rápida (PR), a produção direta de protótipos se apresentou como uma nova dimensão na indústria, com ganhos de qualidade e custos no desenvolvimento de novos produtos. Diante da possibilidade de se produzir modelos computacionais tridimensionais de estruturas internas do corpo humano e da possibilidade de produção direta de protótipos físicos, deu-se a integração das duas tecnologias com o início de uma nova era no estudo, diagnóstico, planejamento cirúrgico e produção de implantes personalizados.

Leong, Cheah e Chua (2003), Dietmar, Sittinger e Risbud (2004), dentre outros, confirmam que a PR tem se tornado cada vez mais, uma alternativa viável para a confecção de diversos modelos craniofaciais sob medida. Alguns exemplos são ilustrados na Figura 5a.

Segundo HIEU *et al.* (2005) as três principais aplicações da PR na área médica são: (i) Projeto e fabricação de modelos, que podem ser cirúrgicos ou de engenharia, (ii) Desenvolvimento de dispositivos médicos e modelos para treinamento cirúrgico; e (iii) Projeto e fabricação de arcabouços para engenharia de tecido.

Observa-se que a fabricação de arcabouços é uma aplicação médica que tem evoluído muito com a utilização de PR, (WIDMER e MIKOS, 1998 e YEONG *et al.* 2004). Isso pode ser explicado pelas excelentes propriedades de porosidade e inter-conectividade de poros conseguidas por algumas de suas técnicas. Como exemplo de aplicações já citadas, é possível verificar em Heissler *et al.* (1998), o uso da PR na construção de molde para fundição de implantes de titânio, ver Figura 5b. Nesse caso, Rotaru *et al.* (2006) sugerem que implantes fundidos de titânio sobre moldes prototipados precisam ser construídos de maneira a sobrepor as margens do defeito no molde para garantir estabilidade, e devem ser fixados usando parafusos ou arames.

O planejamento para o processo de PR como ferramenta de auxílio a cranioplastia, envolve ler uma geometria representada por triângulos geralmente no formato STL, oriundo de dados médicos obtidos por TC ou RNM, seccioná-lo, identificar regiões que requeiram suporte, determinar os dados para adição de camadas e enviá-los à máquina de PR, (VOLPATO; SOUZA; MENEZES, 2005). A tecnologia de PR médica é uma área multidisciplinar, que envolve recursos do campo da engenharia reversa, projeto, manufatura, biomateriais e médico, (HIEU *et al.*, 2005). Um fator importante para o sucesso da aplicação da PR é a escolha da tecnologia e do material adequado. Ashley (1994) afirma que essas escolhas influenciam na capacidade do processo, que inclui: acabamento superficial, tolerâncias e velocidade de fabricação. Além disso, Bazan (2004) menciona o fato da confecção direta de implantes por meio da PR ser limitada às técnicas que processem biomateriais.

Observa-se que a PR apesar de algumas limitações é um processo que está continuamente evoluindo. Médicos e engenheiros biomédicos estão se tornando cada vez mais conscientes da sua utilidade na medicina em geral e na cirurgia reconstrutiva em particular, o que faz com que diariamente se apresente novas tecnologias e aplicações.

Um exemplo de sucesso brasileiro do uso da PR na área média é o Centro de Pesquisas Renato Archer (CenPRA/MCT – Campinas/SP, acesso pelo site <http://www.cenpra.gov.br>). Esse centro de pesquisa utiliza de técnicas de PR para a confecção de modelos craniofaciais para cirurgiões de todo o país. Modelos são produzidos por técnicas de Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e Impressão Tri-Dimensional (3D-P) e são usadas principalmente para planejamento cirúrgico e produção de próteses personalizadas.

Leong, Cheah e Chua (2003) citam que as três principais técnicas que vem sendo exploradas atualmente na área médica são: Impressão Tri-Dimensional (3D-P), Modelagem por Fusão e Deposição (FDM) e Sinterização Seletiva a Laser (SLS), as quais serão apresentadas na seqüência.

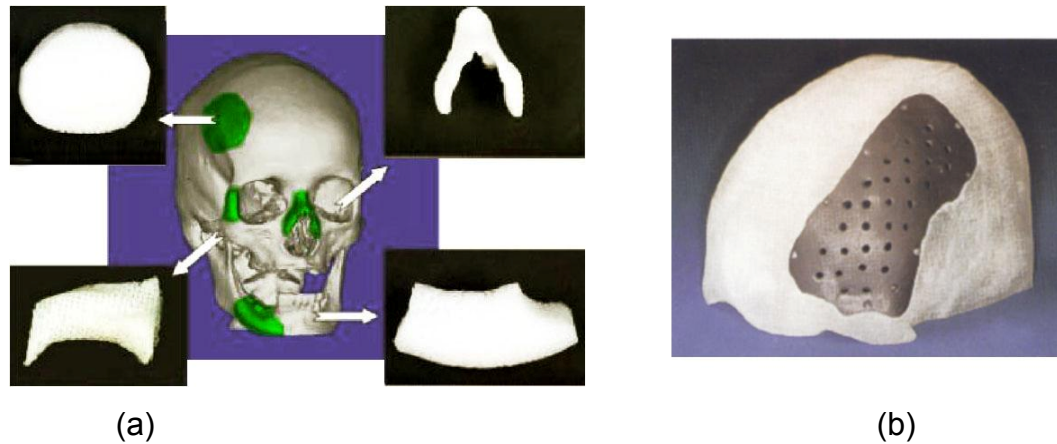


Figura 5 – Exemplos de aplicações da PR; em (a) Prototipagem direta de implantes crânio e maxilo-facial. Fonte: [Leong, Cheah e Chua (2003)], em (b) Modelo prototipado em cera para posterior fundição de titânio. Fonte: [Heissler *et al.* (1998)].

2.3.1.1. Impressão Tridimensional

A 3D-P, é uma tecnologia desenvolvida pelo *Massachusetts Institute of Technology* (MIT), que consiste na aplicação de um material líquido sobre finas camadas de pó que seguem o perfil do objeto, conforme gerado no computador. E assim, são impressas camada-sobre-camada, sucessivamente até que se conclua o objeto. Existem equipamentos com sistemas de múltiplas cabeças de impressão, permitindo otimizar o processo.

Segundo Leong, Cheah e Chua (2003), devido sua versatilidade e simplicidade a 3D-P permitem o uso de uma grande variedade de materiais em pó, inclusive polímeros, metais e cerâmicas. Esses autores relataram experimentos realizados com essa técnica onde foram alcançados excelentes resultados quanto à morfologia de implante reproduzida e propiciação para crescimento celular. Os implantes produzidos foram infiltrados com diferentes quantidades de soluções copolímeras para melhorar a resistência mecânica e de absorção. Além disso, podem ser produzidas microestruturas diferentes no implante, variando parâmetros como, velocidade, taxa de alimentação e posição de impressão do material líquido, sendo possível produzir estruturas altamente consistentes ou com anisotropia estrutural controlada.

Leong, Cheah e Chua (2003) mencionaram que as limitações do 3D-P incluem o fato de que o tamanho do poro produzido depende do tamanho do pó do

material de adição, sendo limitado a valores de poros menores que 50µm, uniformemente distribuídos. As propriedades mecânicas e a precisão são outras características limitantes. Pode ser encontrado em Lam *et al.* (2002) uma formulação de mistura de pós poliméricos unidos por água destilada e infiltração de soluções copolímeras, que objetivam aumento de propriedades mecânicas.

No contexto de criar implantes, alguns biomateriais básicos não estão normalmente disponíveis em forma de pó e requerem pré-processamento especial. Isso pode ser encontrado em Giordano, *et al.* (1996, apud Dietmar, Sittinger e Risbud (2004)). Segundo Kim *et al.* (1998, apud Leong, Cheah e Chua, 2003) a 3D-P seja talvez a técnica de PR mais empregada na fabricação de implantes.

2.3.1.2. Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)

O FDM emprega o conceito de extrusão no cabeçote que combina o movimento nas direções X e Y com a ação de uma plataforma que se desloca na direção Z. O cabeçote extrusor traça primeiro o perímetro (contorno) da seção transversal e depois o preenche com uma estratégia de varredura tipo *raster*¹⁴, construindo assim cada camada.

Leong, Cheah e Chua (2003), apresentam implantes produzidos por FDM, onde foi depositado polietileno de alta densidade, obtendo poros que variam de 160 a 700 µm e porosidade entre 48% a 77% do volume. Hutmacher *et al.* (2001) citados nesse trabalho descrevem testes de crescimento celular *in vitro* de implantes feitos pelo processo de FDM. Eles apresentaram como resultado uma completa interconectividade de poros, com proliferação celular e produção de matriz extracelular nativa na primeira semana, e com completa regeneração depois de quatro semanas.

Bose *et al.* (2003) e Hattiangadi e Bandyopadhyay (1999) usaram a técnica de FDM para a fabricação de moldes em cera perdida. Foram conseguidos implantes cerâmicos com 31-55% de porosidade, poros com 150–750µm e com grande inter-conectividade.

¹⁴ *Raster* é uma palavra da língua inglesa que neste caso, trata de uma estratégia de deposição. A estratégia de *raster* deposita material distribuindo-o de forma estruturada objetivando cobrir uma área determinada.

Em FDM não há nenhuma restrição quanto ao número de padrões de traçados que podem ser criados apenas mudando a direção de extrusão do material em cada camada. Porém, o desenho, a espessura e os espaçamentos entre os traços empregados influenciarão as propriedades mecânicas, físicas e de crescimento celular do implante, (LEONG; CHEAH; CHUA, 2003).

Implantes produzidos por FDM apresentam boa integridade estrutural e propriedades mecânicas. Suas limitações incluem o fato de que as aberturas dos poros em implantes não são consistentes tridimensionalmente, não permitem muita variação de morfologia de poro dentro do implante e para a produção de implantes com geometrias mais complexas existe a necessidade de apoiar estruturas secundárias ao implante. O uso de materiais para esse apoio pode levar a um risco de contaminação do implante. Também, devido às exigências de processo e de temperatura, o número de materiais usados é limitado, (LEONG; CHEAH; CHUA, 2003).

Segundo Dietmar, Sittinger e Risbud (2004) a técnica de FDM é restringida ao uso de materiais termoplásticos com boas propriedades de viscosidade e fundição. Uma alternativa de material para aplicação médica sugerida por Volpato, Foggiatto e Mercer-Neto (2004), é a utilização do MABS (*methylmethacrylate* ABS) que permite a esterilização.

2.3.1.3. Sinterização Seletiva a Laser (SLS)

Este processo usa matéria-prima em forma de pó, o qual é sinterizado por meio de laser de alta precisão. O processo inicia com o material sendo espalhado e nivelado no equipamento de SLS. O laser com um diâmetro em torno de 0,4mm 'varre' a superfície do pó, de acordo com a geometria do contorno 2D da peça, sinterizando pela ação da energia do laser. Esta energia é especificada de forma a processar o material da camada atual e uni-la à camada anterior. A plataforma que suporta a peça então desce um incremento igual à espessura da camada fatiada no modelo CAD e uma nova camada de material é espalhada sobre a anterior. Este ciclo é repetido até que todo o componente seja produzido.

Leong, Cheah e Chua (2003), relatam que a porosidade em próteses sinterizadas pode ser controlada ajustando parâmetros do processo SLS. Um problema passivo do processo é a contração do objeto durante a sinterização. Esta observação é feita também por Rimell e Marquis (2000).

Lee *et al.* (1996, apud Leong, Cheah e Chua, 2003) investigaram em animais a biocompatibilidade de implantes produzidos por SLS. Os resultados desse estudo demonstraram grandes extensões de regeneração de tecido ósseo.

Pesquisadores como Leong, Cheah e Chua (2003) e Vail *et al.* (1999) apresentaram como pontos positivos do SLS o fato de implantes serem obtidos com propriedades microestruturais altamente consistentes, com alto grau de reprodutibilidade por controle de parâmetros de processos, tais como potência do laser, velocidade de varredura e temperatura da base de fabricação. O sistema SLS permite processar materiais como polímeros, cerâmicas e pós metálicos. Semelhante ao processo 3D-P o SLS é altamente capaz de produzir próteses com formas irregulares. Entre outras vantagens da SLS para processamento de polímeros, inclui o fato de não necessitar de nenhum sistema de auxílio secundário, minimizando qualquer risco de contaminação do material.

As limitações da SLS incluem o fato de os poros criados em arcabouços serem dependentes do tamanho da partícula do pó usado e da pressão de compactação exercida sobre a base de pó, durante a deposição da camada. As dimensões dos poros são limitadas a tamanhos menores que 50 μ m, semelhante a 3D-P. Outra limitação está no processamento exclusivo de polímeros termicamente estáveis devido as altas temperaturas de processo que envolvem a técnica de SLS, LEONG, CHEAH e CHUA (2003).

Val *et al.* (1999) menciona que este é o processo de PR preferido para produção de implantes complexos, com resultados satisfatórios para matrizes porosas.

2.3.2. Conformação

O processo de conformação aparece como alternativa interessante na cranioplastia, quando se trata de produção seriada, pelo custo, pela precisão, complexidade e repetibilidade que alcançam, o que contradiz a criação de próteses

sob medida para grandes defeitos. Sendo assim, os dispositivos comumente produzidos por esse processo são: malhas dinâmicas que podem ser moldadas intra-operativamente e fixadas com micro parafusos, conforme Roccuzzo *et al.* (2004) e Schipper *et al.* (2004) e dispositivos de caráter reconstrutivos, tais como: engates, fixadores, pinos, parafusos e arames, ilustrados na Figura 6. Alguns fabricantes são (Stryker-Leibinger[®] e Lorenz Surgery[®]). Em Langford e Frame (2002). Pode ser encontrado um estudo de biocompatibilidade de alguns desses dispositivos.

O titânio apesar do seu alto custo é o material que vem sendo amplamente usado nessas malhas e dispositivos, por combinar biocompatibilidade com excelentes propriedades mecânicas, conforme afirmam Heissler *et al.* (1998) e Weihe *et al.* (2000).

Uma técnica pré-operativa baseada em conformação multipontos para conformação de chapas de titânio é apresentada por Chen *et al.* (2006). Nessa técnica, a matriz convencional de estampagem é substituída por um par de matrizes, que nesse caso, possuem 40 x 32 punções ajustáveis cada, ou seja, assumem a forma desejada na tarefa. É um processo altamente automatizado, e na cadeia de processo envolve tecnologias de TC/CAD/CAM. A técnica multipontos para conformar chapas metálicas parece ganhar destaque na China. Outro artigo recente apresentado por Tan, Li e Cai (2007) descreve mais estudos com essa técnica. Neste caso, foram analisadas três alternativas: (i) conformação direta da chapa de Ti na prensa multipontos; (ii) conformação da chapa envolta por uma manta amortecedora de poliuretano, com propósito de evitar o contato direto da chapa com os punções, dessa forma diminuindo o enrugamento provocado; e (iii) Conformação semelhante ao segundo caso, porém com a chapa presa por prensas-chapas. Os testes práticos validaram simulações numéricas feitas previamente e mostraram que o terceiro caso da técnica de conformação multiponto é a mais eficiente para chapas de Ti. Observa-se que essa técnica tem a vantagem de flexibilidade no caso das chapas metálicas e apresenta bons resultados na superfície conformada, mas é limitado às chapas e à raridade da máquina.

Algumas observações pertinentes ao uso do titânio em processos de conformação são apresentadas pela ASM (2004), no que se refere à perda de precisão como consequência do efeito-mola (*springback*). Devido a isso,

conformações de titânio são geralmente feitas a quente ou por pré-conformação a frio seguida de uma a quente.



Figura 6 - Exemplos de dispositivos de titânio obtidos por processos de conformação: (a) Malhas dinâmicas; (b) Engates, fixadores, pinos e parafusos – Fonte [Lorenz (2007)].

São poucos os pesquisadores que por meio de processos de conformação produzem implantes individuais para grandes defeitos craniofaciais. Carr, Fright e Beatson (1997), usinaram molde em resina de epóxi para, em seguida, conformar chapa de titânio. Joffe *et al.* (1999), usinaram um modelo em poliuretano e prensaram sobre ele uma chapa de titânio com espessura de 0,7mm. A chapa foi posteriormente cortada, retirada as rebarbas e para finalizar foram produzidos furos por toda a superfície para evacuação de fluidos e melhorar a integração em vivo. Os resultados foram satisfatórios e os autores mencionaram que essa técnica não é limitada pelo tamanho do defeito.

Mais recentemente, o processo de conformação vem sendo empregado no processamento de biomateriais poliméricos e cerâmicos para a produção de arcabouços com gradiente funcional, conforme apresentado por Schiller *et al.* (2004) e Ikegami (2007). No trabalho apresentado por Schiller *et al.* (2004), foi produzido um arcabouço com 5 camadas de porosidade e composição de materiais diferentes. Em uma primeira etapa, uma camada de material polimérico foi conformada por compressão a quente em um molde usinado em aço inoxidável. No segundo passo, o punção do molde foi substituído por um outro de PTFE (politetrafluoretileno, Teflon®). Em seguida uma outra camada agora com material a base de carbonato de cálcio foi aplicada, e assim por diante. O conjunto todo foi submetido a uma autoclave com pressão de 100 bar e exposto à atmosfera de CO₂. O resultado apresentou um arcabouço com gradiente funcional e excelentes propriedades

mecânicas e com porosidades de 50% na última camada, propiciando perfeita regeneração óssea *in vitro*. Já em Eufinger *et al.* (2007) são apresentados os resultados dessa experiência com implantes em seres vivos, confirmando o sucesso da técnica apresentada.

Na conformação de próteses craniofaciais, observa-se que a maior evolução que vem acontecendo é no tratante a materiais, com uma tendência de substituição dos metais por biomateriais poliméricos e compósitos minerais, devido à maior facilidade de produção, melhores resultados de bio-regeneração e custo menor.

2.3.3. Usinagem

A usinagem, mais especificamente o fresamento, é um processo utilizado em vários trabalhos, como por exemplo em: Bazan (2004), Schipper *et al.* (2004), Eufinger *et al.* (1995), Eufinger *et al.* (1998), Eufinger e Saylor (2001), Hassfeld e Mühling (2001), Hieu *et al.* (2002), Schipper *et al.* (2004), Wehmöller *et al.* (1995), Weihe *et al.* (2004). Todos estes, tratam da fabricação de implantes para cranioplastia empregando as técnicas integradas de TC/CAD/CAM/CNC.

É possível separar dois grupos de pesquisas quanto ao material usinado por eles. Bazan (2004) apresenta estudos com usinagem do acrílico PMMA. Neste caso, a cadeia de processo usada vai de acordo com o que foi apresentado na introdução, Figura 1. Após o levantamento de dados médicos de um crânio seco por meio de TC, as imagens foram segmentadas e transformadas em um modelo digital 3D em STL, fazendo uso de um *software* comercial. A região escolhida para a usinagem foi separada e filtrada em um *software* CAD convencional de engenharia mecânica. A geometria foi exportada para um aplicativo CAM onde foi estabelecida a estratégia de usinagem das superfícies interna e externa para uma fresadora de 3 eixos. Os resultados apresentados foram satisfatórios no tratante à viabilidade da aplicação da usinagem direta enquanto alternativa para obtenção de implantes em material de baixo custo. Alcançou-se também, excelentes resultados nos aspectos estéticos e de tempo de produção. Porém, a geometria do implante era simples (devido ao fato da existência de uma superfície plana), mesmo assim, aponta para algumas limitações importantes na fixação do implante e na preparação do material.

Outro grupo de pesquisadores utiliza o titânio como material a usinar. É possível citar aqui um grupo interdisciplinar de pesquisadores da universidade de Ruhr em Bochum na Alemanha, dentre os quais, M. Wehmöller, H. Eufinger, B. Saylor, A. Harders, S. Weihe, E. Machtens entre outros, vem apresentando a longo tempo, enormes contribuições no aprimoramento da usinagem direta como ferramenta na pré-fabricação de próteses para grandes defeitos cranianos. Um exemplo dessas contribuições é a criação da cadeia de processo conhecida como TICC (*Tomography-Image processing-CAD-CAM*), comentada em Eufinger *et al.* (1995) e Eufinger *et al.* (1998). Em um resumo dos estudos publicados por esses autores desde a década de 1990 até outras mais recentes de 2004, pode se ressaltar algumas particularidades evolutivas.

Em um trabalho publicado em 1995, Eufinger *et al.* (1995) apresentaram toda a cadeia de processo para a pré-fabricação de próteses; na Figura 7^a é ilustrado uma prótese usinada por eles. A metodologia é muito semelhante aquela citada por Bazan (2004), a qual envolve TC/CAD/CAM/CNC. Mas três anos depois, Eufinger *et al.* (1998) apresentaram um novo método de cirurgia auxiliada por computador, onde além da usinagem da prótese é proposta a usinagem também de uma espécie de gabarito (*template*) para referência ao cirurgião, ver Figura 7b. Isso permitiu não apenas correções de defeitos existentes, mas também, usar a tecnologia para remoção do osso danificado, promovendo a abertura e posterior cobrimento com o implante. Em uma alternativa a isso, Weihe *et al.* (2000), dois anos depois avaliaram a utilização da navegação robótica em cirurgia craniofacial, objetivando eficiência na remoção e/ou produção de contornos no crânio. Entretanto, ainda naquele momento, a utilização de gabaritos se mostrou mais precisa. Com intuito de melhorar a precisão no encaixe (implante/osso), Wehmöller *et al.* (2003) três anos depois, relataram mudanças promovidas nas regras de projeto, usadas até então por esses pesquisadores, introduzindo bordas cônicas e espaçamentos por volta de 0,25mm entre o implante e as bordas do osso, ver Figura 7c. Devido a isso, foi mencionada nesse trabalho a necessidade de se reavaliar a técnica de gabaritos. Então, esse mesmo trabalho apresenta resultados de avaliações feitas com o uso de gabaritos já com essas considerações feitas em projeto e também o uso de navegação robótica. As conclusões apresentadas foram de que em ambas as técnicas a precisão alcançada já era muito boa. Em outra publicação de 2003, Eufinger *et al.* (2003) apresentaram a técnica já amplamente desenvolvida, com

próteses de 1,50mm, usinadas em titânio, além de ajuste preciso, estabilidade, devido à fixação de micro-parafusos, baixo tempo operacional e biocompatibilidade. Entretanto, um ano depois, Weihe *et al.* (2004), devido a problemas avaliados no uso do titânio realizaram uma modificação na cadeia de processo TICC, direcionando as pesquisas para a usinagem indireta e conformação de materiais compostos de poliéster e fosfato-carbonato de cálcio, tal como já comentado na seção 2.3.2.

A produção de moldes, a investigação de novos biomateriais e a importância da estrutura de porosidade das próteses, podem ser uma indicação de tendência da pesquisa da produção de próteses craniofaciais sob medida.

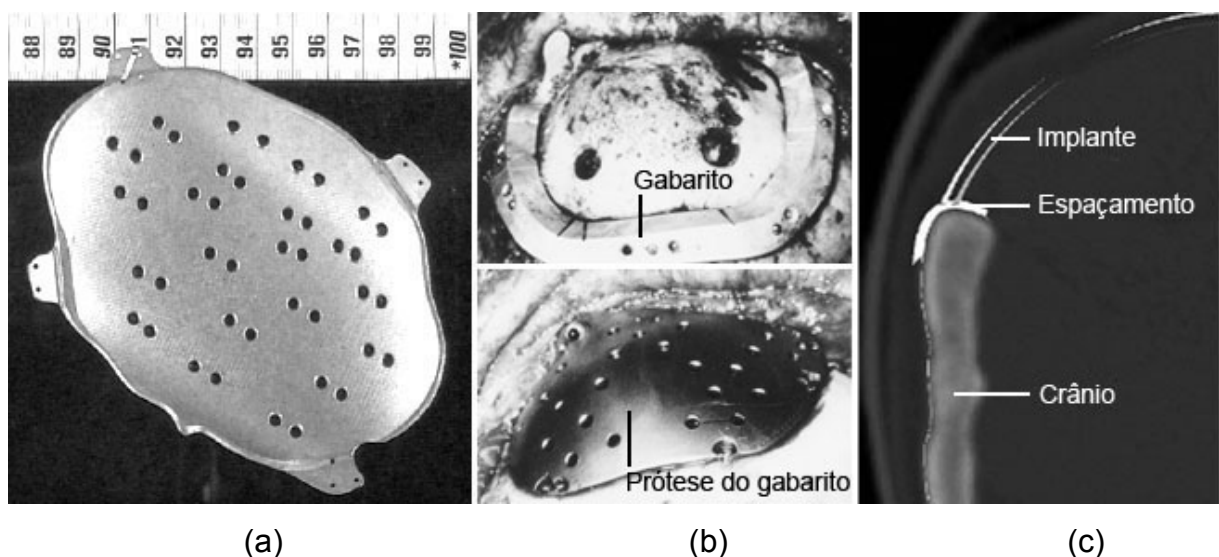


Figura 7 – (a) Grande implante usinado em titânio, Fonte: [Eufinger *et al.* (1995)], (b) Prótese e gabarito, Fonte: [Eufinger *et al.* (1998)], (c) Espaçamento entre implante e osso. Fonte: [Wehmöller *et al.* (2003)].

Para o caso concreto do fresamento como processo de usinagem, Bazan (2004) apresenta as seguintes vantagens: (i) processo com grande disseminação, pela disponibilidade de equipamentos e de pessoal, o que pode favorecer o aspecto econômico; (ii) alta reprodutibilidade e repetibilidade; (iii) complexidades geométricas podem ser obtidas com máquinas com mais eixos comandados e (iv) pode apresentar os melhores resultados quanto à qualidade de superfície e à manutenção de tolerâncias estreitas. Porém, alguns fatores são considerados como limitantes, como por exemplo: (i) usinagem de superfícies sombreadas, (ii) necessidade de ao menos uma superfície pra fixação, (iii) com a utilização de mais de uma fixação surge necessidade de se manter os referenciais anteriores, (iv) o material deve

apresentar rigidez suficiente para ser fixado e resistir aos esforços da remoção de cavaco e, (v) não se presta à confecção de matrizes ósseas, no que se refere à estrutura interna com porosidade e interconectividade necessárias.

O desenvolvimento de novos biomateriais e as inovações estruturais e de projeto dos implantes tem provocado alterações nos processos de fabricação. Assim como já mencionado na PR, a usinagem tem sido largamente utilizada como processo primário na cadeia de produção de diversos implantes. Pode-se chamar essa alteração de usinagem indireta. A diferenciação básica deste método em relação a usinagem direta de próteses é no tratante a sua utilização para usinagem de moldes e matrizes para posterior fundição, ou de cavidades para posterior conformação por puncionamento. Desse modo, são relacionados outros processos à usinagem.

Carr, Fright e Beatson (1997) utilizaram a usinagem como processo para fabricar molde em resina epóxi, para em seguida, conformar uma chapa de titânio e constituir a prótese desejada sob medida. Mas a utilização do titânio vem sendo questionada. Weihe *et al.* (2004), relataram resultados de 166 pacientes submetidos a cranioplastia com titânio, e que apresentaram fatores de tensões psíquicas e sensibilidade térmica no local do implante. Como alternativa a isto, esses pesquisadores propuseram um novo material biodegradável composto de poliésteres e fosfato-carbonato de cálcio. Para isso, a cadeia de processo TICC comentada na seção 2.3.3 foi alterada. O planejamento agora abrange duas técnicas de produção diferentes. Primeiramente, foi usinado parte do molde em aço inoxidável para pressão a quente e uma outra parte em (PTFE, Teflon®) para uma descarga de gás CO₂. Os materiais foram compactados em etapas e condições distintas, produzindo uma estrutura em camadas, conseqüentemente com propriedades mecânicas e porosidades diferentes. O conjunto dessa nova técnica e material apresentou resultados promissores em experiências realizadas em animais.

Uma outra característica limitante do titânio é a grande quantidade de cavacos gerados e seu alto custo o que implica em implantes na ordem de US\$ 4.000,00 a US\$ 8.000,00, EUFINGER e SAYLOR (2001).

Considerando o tempo de planejamento e produção, estima-se que essa solução envolvendo mais de um processo de fabricação seja mais lenta que a usinagem direta. Em Gelaude *et al.* (2006) é descrito um procedimento de usinagem indireta de um molde em alumínio para posterior hidro-conformação. Os tempos

estimados foram de 5 horas para projeto e fabricação da matriz e dependendo da logística e disponibilidade do equipamento de hidro-conformação, além do acabamento, pode necessitar de vários dias para confeccionar um implante. Lee *et al.* (2002) descreveram um procedimento utilizando PR na produção de um implante, e segundo eles, em torno de 20 horas de trabalho podem ser requeridas em procedimentos semelhantes. Entretanto, no caso de usinagem direta, Eufinger e Saylor (2001), estima que todo o processo (desde a aquisição das imagens médicas até a usinagem da prótese) pode ser feito em cerca de 2 dias.

2.3.4. Fundição

Com a utilização cada vez maior de biomateriais poliméricos, o processo de fundição aparece como uma alternativa extremamente vantajosa seja pela capacidade de processar uma gama muito grande de materiais, como pelos bons resultados estéticos que podem ser alcançados. É um processo utilizado tanto para fabricação de implantes intra, como pré-operativos.

Sherburn e Silbergeld (1996) propuseram uma técnica intra-operativa onde prendedores de titânio são inseridos dentro da prótese acrílica no momento da solidificação. Essa técnica permite a produção da prótese já com o planejamento de fixação definido, facilitando a fixação e a retirada do implante se necessário.

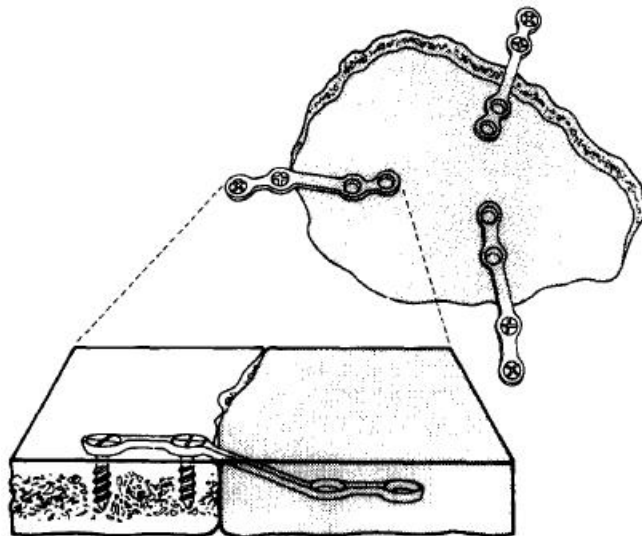


Figura 8 - Prótese acrílica com fixadores metálicos. Fonte: [Sherburn e Silbergeld (1996)].

D'Urso *et al.* (2000) apresentaram um trabalho onde implantes de engenharia foram prototipados com intuito de produzir moldes com o seu negativo, para posterior fundição de próteses em acrílico. Nesse trabalho foram alcançados bons resultados estéticos, boa precisão dimensional e complexidade de forma. Entretanto, houve comprometimento do molde devido à deformação do implante prototipado, além de tempo de fabricação e custo considerados altos. Outro exemplo foi reportado por Heissler *et al.* (1998) para a fundição de titânio em modelo prototipado.

Uma alternativa à PR de implantes mestres é a utilização do próprio osso do paciente como modelo para a produção do molde e do implante respectivamente. Obviamente, esse procedimento é limitado aos casos onde o paciente não tenha perdido nenhuma região do crânio anteriormente, mas, precise retirá-la por motivo de infecção. Um exemplo disso foi apresentado por Yoshihiro, Mendel e Corey (1997), que produziram prótese por meio de fundição de PMMA em molde, que foi construído a partir do osso original, que foi removido previamente do paciente devido infecção. O procedimento realizado pelos pesquisadores foi o seguinte: o osso da região infectada foi removido e desinfetado em um autoclave. Em seguida, o osso foi mergulhado em um recipiente de aço com uma mistura de alginato¹⁵ e água, envolvendo todo o osso e formando um molde. Depois de solidificado, o material foi cortado nas bordas e o osso foi retirado facilmente. No molde foram produzidos canais para a injeção do PMMA. Foi aplicada uma pressão suave entre as duas cavidades do molde para liberar o excesso de acrílico por outros pequenos furos. Após a polimerização completa, o molde foi separado, foram aparadas rebarbas e posteriormente a prótese foi submetida à esterilização por irradiação, antes de implantá-lo no paciente. Segundo os autores a fabricação completa do implante durou menos de 40 minutos e os resultados de detalhamento da superfície e a espessura do implante foram muito fiéis. Pequenos erros foram corrigidos na cirurgia por meio de uma fresa cirúrgica. Ainda assim, bons resultados estéticos pós-operatório foram alcançados.

Uma abordagem pouco investigada é a fundição de biomateriais em moldes usinados. Eufinger *et al.* (1995) sem relatarem muitas informações sobre

¹⁵ Alginato, geralmente de sódio, é um composto químico, que forma uma goma. É usado pela indústria de alimentos para aumentar a viscosidade, como emulsificante e também é usado na preparação de moldes em odontologia.

metodologia de produção, foram os primeiros a utilizar essa técnica em 1995, fundindo PMMA em molde, usinado em uma fresadora CNC 3-eixos. O implante apresentou bom acabamento superficial, precisão de encaixe nos contornos ósseos, teve a vantagem de evitar reações exotérmicas e riscos inflamatórios que são correntes em técnicas intra-operativas, além da redução de custo em relação a usinagem direta de implantes em titânio. Mais recentemente, Hieu *et al.* (2002) descreveram uma técnica semelhante de usinagem de molde em fresadora CNC 3-eixos, em um estudo onde o objetivo foi investigar uma metodologia de fabricação de implantes para cranioplastia que se enquadrasse na realidade econômica da ASEAN (Associação dos Países do Sudeste Asiático), onde centros de usinagem com 5-eixos, equipamentos de PR e hidro-conformação são muito caros e não amplamente disponíveis.

Em uma publicação mais recente Hieu *et al.* (2004) descreverem com mais detalhes a sua proposta para a região da ASEAN. Ela trata do projeto e fabricação de modelos de implantes padronizados, o que eles chamam de SDT (*Standardized Implant Template*). Esses SDTs foram produzidos baseados em engenharia reversa e técnicas de ferramental rápido e com o uso de diferentes biomateriais. O procedimento para a elaboração de próteses padronizadas teve como início um levantamento estatístico de medições antropométricas em 120 crânios de pessoas de 5 diferentes cidades da região do sudeste asiático. Com essas medições os autores elaboraram próteses com diferentes geometrias e tamanhos, (pequeno, médio e grande) para as várias regiões do crânio mais susceptíveis a danos. Com a produção em massa de SDTs em diferentes tamanhos, cirurgiões tem a opção de flexibilidade no preparo tanto intra como pré-operativo, além de minimizar o tempo de operação e a redução do custo de produção do implante, tornando aceitável para aquela região. Uma limitação dos SDTs é a indicação para defeitos com geometrias simples onde resultado estético não seja altamente requerido, e a grande motivação desse projeto é criar uma alternativa economicamente viável para recuperação de defeitos cranianos em países de baixa renda onde tecnologias avançadas, capacitação humana e alto custo tecnológico de TC/RNM são fatores limitantes.

Hieu *et al.* (2002) fazem uma comparação da sua metodologia de produção de implante em relação a métodos que utilizam PR, e as vantagens apontadas pelos autores são as seguintes: (i) maior precisão; (ii) produção direta do molde para fabricação do implante; (iii) menor tempo gasto na fabricação; (iv) menor custo e (v)

maior disponibilidade. Vale ressaltar também que a proposta de usinagem de molde para fundição de biomaterial permite a produção de implantes com grande complexidade geométrica e permite o uso de uma maior diversidade de materiais.

2.4. PRECISÃO DIMENSIONAL E FORMA

A produção de próteses sob medida para a geometria do defeito a ser coberto envolve grande complexidade, desde o projeto até a fabricação, por se tratar, geralmente, de uma superfície de forma livre, isto é, sem uma definição analítica precisa. A fabricação dessas próteses com fidelidade dimensional e forma é muito importante para garantir um bom encaixe, fixação e resultado estético; assim como na fabricação de modelos de engenharia, onde a precisão na sua reprodução é importante para avaliação do defeito ósseo, conforme mencionam Bouyssie *et al.* (1997).

Autores como Hieu *et al.* (2002) mencionam que na cranioplastia, desvios dimensionais de até 1mm são aceitáveis na fabricação de próteses. Essa informação não fica clara, mas acredita-se tratar de diferenças lineares nos contornos. Wehmöller *et al.* (2003) apresentaram um exemplo onde a precisão no encaixe prótese/osso foi estudado. Os autores reportaram inovações, introduzindo bordas cônicas à prótese, espaçamentos entre prótese e o contorno ósseo e a utilização de técnicas cirúrgicas por instrumentação robótica, tudo isso com propósito de garantir maior precisão no encaixe.

Em uma abordagem sobre a precisão envolvida na fase de projeto, Hieu *et al.* (2002) estudaram a otimização da estrutura de dados em contornos, para construção de superfícies de próteses, variando a quantidade de pontos de controle utilizados nas fatias que formam a superfície. Além disso, foram mencionados o extensivo trabalho e habilidade envolvida para resolver problemas com a grande quantidade de dados, ruídos e separação das regiões externa e interna.

Bouyssie *et al.* (1997) e Choi *et al.* (2002) realizaram uma investigação de erros na produção de réplicas anatômicas complexas, derivadas de TC associado com técnicas de PR. Eles identificaram os fatores que causam erros dimensionais em cada fase do projeto.

Lill *et al.* (1992, apud Choi *et al.* ,2002) geraram imagens tomográficas de um crânio seco e reconstruíram a partir delas um modelo digital 3D, para em seguida produzirem um modelo físico usinando espuma de poliuretano. Posteriormente, submeteram o modelo físico a uma avaliação dimensional que apresentou um erro médio em relação ao crânio seco de 1,47mm (2,19%). Um outro estudo dimensional foi realizado por Barker *et al.* (1994, apud Choi *et al.* 2002). Estes autores estudaram a precisão dimensional de um modelo prototipado oriundo de um crânio seco submetido a TC. Nesse estudo foi encontrada uma diferença média de 1,9mm (com -4,62mm de erro mínimo e 2,8mm de máximo).

Bazan (2004) também apresenta resultados de uma avaliação dimensional de uma prótese usinada em acrílico. Bouyssie *et al.* (1997) reporta que até então, a precisão de toda a cadeia, desde a geração de imagem por TC até o produto final não foi avaliada suficientemente, assim como foi possível observar nos trabalhos citados acima. Em todos eles a medição foi realizada manualmente com uso de paquímetro o que não apresenta alta confiabilidade e repetibilidade de medição.

Atualmente alguns sistemas CAD têm capacidade de projetar próteses com superfícies complexas e a sua fabricação pode ser realizada por variados processos tais como os já citados. Porém, estudos que avaliem a qualidade dimensional de próteses assim produzidas ainda são escassos conforme mencionam Gelaude, Sloten e Lauwers (2006), e a distribuição do erro na cadeia de produção é ainda desconhecida.

Devido ao desenvolvimento tecnológico, a utilização de máquinas de medição por coordenadas (MMC) e técnicas de localização surgem como alternativas interessantes para tentar suprir uma certa carência na avaliação de próteses e dispositivos médicos.

O primeiro passo para uma inspeção é a obtenção de medidas geométricas. Há dois tipos de técnicas de medição: medição por contato, normalmente usando uma MMC, e medição sem contato, como varredura laser e óptica. Medição por contato é um método de medição que adquire informações geométricas de uma superfície, tocando fisicamente o componente e usando sensores táteis como apalpadores. De acordo com Lin, Wang e Dai (2005), um exemplo disso é a MMC, que é uma ferramenta importante para validação de componentes na fabricação e também muito utilizada na reconstrução por engenharia reversa. Isso é creditado a

sua alta precisão, repetibilidade e confiabilidade (LI; GU, 2004, LIN; WANG; DAÍ, 2005).

Para a inspeção e comparação de um modelo real com o seu respectivo modelo digital CAD é preciso reunir ambos sobre a mesma posição de orientação dos eixos e referência dos pontos, pois o componente digital projetado e o real, medido fisicamente, geralmente possuem sistemas de coordenadas diferentes. O componente projetado está no sistema de coordenadas de projeto (SCP) e o componente real (fabricado) está no sistema de coordenadas de medição (SCM). Segundo Li e Gu (2004) encontrar uma relação entre SCP e SCM, reunindo-os sobre o mesmo sistema de coordenadas é algo complexo. A organização desses sistemas de coordenadas é chamada de localização. Isto, na prática, significa encontrar uma transformação de coordenadas de um corpo rígido 3D de um sistema para o outro. Um exemplo é ilustrado na Figura 9 onde dois componentes com posicionamentos iniciais diferentes são reposicionados sobre a mesma origem de coordenadas e alinhamento de eixos.

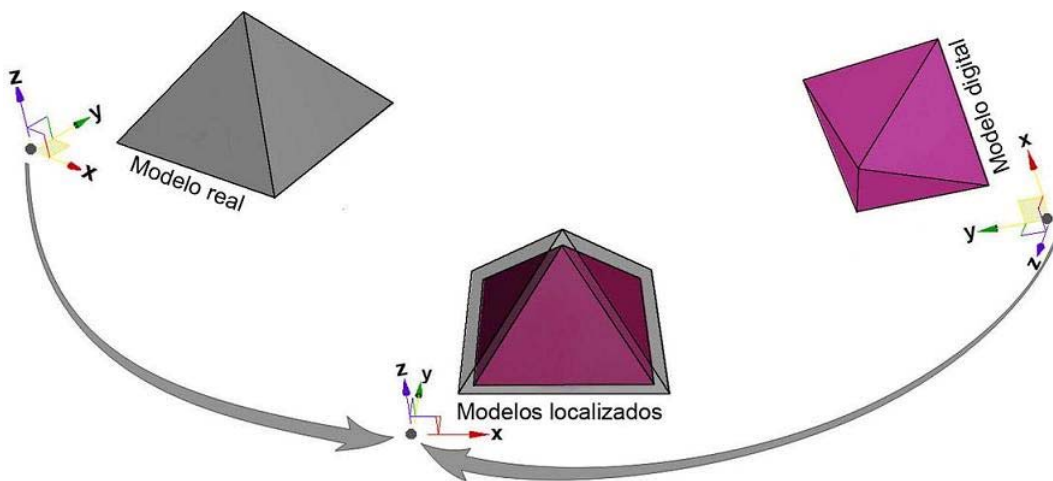


Figura 9 – Exemplo de localização de dois componentes.

Tradicionalmente, a localização é alcançada apresentando a posição e orientação desejada do componente por meio de ferramentas especiais, dispositivos fixos, ou outros equipamentos de representação e orientação dedicadas ao produto específico. Na prática, a localização pode ser considerada como um processo de dois passos: (i) encontrar a relação correspondente ponto a ponto entre superfície de medição e de projeto e, (ii) resolver a transformação rígida 3D entre estas duas superfícies, posicionando-as em um sistema de coordenadas comum, (LI; GU, 2004).

A localização é um procedimento delicado que exige um bom procedimento de execução. Uma técnica interessante para corrigir a localização é relatada por Spitz (1999) e Lai e Chen (2007). Nessa aproximação conhecida como 3-2-1, um conjunto de dados é inspecionado com o intuito de estabelecer uma grade de referencia em relação ao componente. Primeiramente, três pontos são medidos para estabelecer um primeiro plano. Dois outros pontos são medidos posteriormente para estabelecer um segundo plano perpendicular ao primeiro. Finalmente, é medido um ultimo ponto que define o terceiro plano perpendicular aos outros, estabelecendo dessa forma a origem e a orientação tridimensional do sistema de coordenadas. Entretanto, segundo Li e Gu (2004) esta aproximação tem falhas devido à exigência de superfícies planas no componente e os resultados são muito sensíveis aos erros dimensionais e de medição. Além disso, os autores alegam que devido aos erros de fabricação na região inspecionada, a qualidade da localização pode ser afetada pela seleção destes pontos.

Esse procedimento tem melhores resultados em componentes prismáticos com geometrias menos complexas. A representação desse princípio está ilustrada na Figura 10.

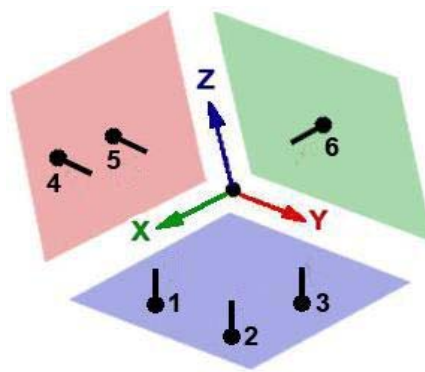


Figura 10 - Princípio 3-2-1

Muitas aproximações e métodos foram desenvolvidos para localização com maior precisão, eficiência e robustez. Um exemplo foi apresentado por Lai e Chen (2007) que desenvolveram um método de posicionamento refinado por meio de medições e aproximações iterativas. Esse e outros métodos semelhantes (Li e Gu (2004)) objetivam complementar a primeira localização grosseira feita pelo princípio 3-2-1.

Capítulo 3.

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

3.1. INTRODUÇÃO

A metodologia apresentada a seguir compreende investigar procedimentos de fabricação pré-operativa de próteses para cranioplastia, objetivando por meio de uma análise dimensional identificar fatores que eventualmente comprometam a sua qualidade de forma e dimensional.

Baseado em uma análise da literatura a respeito das diversas técnicas empregadas na fabricação dessas próteses, dois procedimentos foram escolhidos. O primeiro trata da fundição de biomateriais em molde usinado. Foi observado que este procedimento apesar de apresentar inúmeras vantagens conforme já mencionadas no capítulo anterior, foi até então pouco estudado, começando a despertar atualmente maior atenção devido a estudos como o de Schiller *et al.* (2004) que desenvolveu uma técnica para produzir *scaffolds* de biomaterial em molde usinado. O segundo procedimento descreve a fabricação de uma suposta prótese por usinagem direta, baseada na metodologia apresentada por Bazan (2004), mas com pequenas alterações de parâmetros objetivando melhorar a qualidade.

A geometria e o tamanho das próteses escolhidas para serem produzidas neste trabalho não excluem as metodologias aqui apresentadas de serem aplicadas em outros casos. Pelo contrário, espera-se demonstrar a flexibilidade de ambas as metodologias em produzir próteses com tamanhos e formas variadas, utilizando recursos hoje amplamente disponíveis, tais como as ferramentas CAD/CAM e máquinas CNC. Assim como, espera-se também apresentar a metodologia de produção em molde usinado como uma alternativa ao que é, até então, mais frequentemente reportado na literatura.

O fluxograma apresentado na Figura 11 é uma representação esquemática das principais etapas propostas. A descrição detalhada de cada uma delas é apresentada na seqüência.

A intenção é que após o cumprimento de todas essas etapas, os estudos aqui realizados possibilitem, principalmente por meio da análise dimensional, identificar um direcionamento para realização de novos experimentos, bem como a reprodutibilidade dos resultados obtidos.

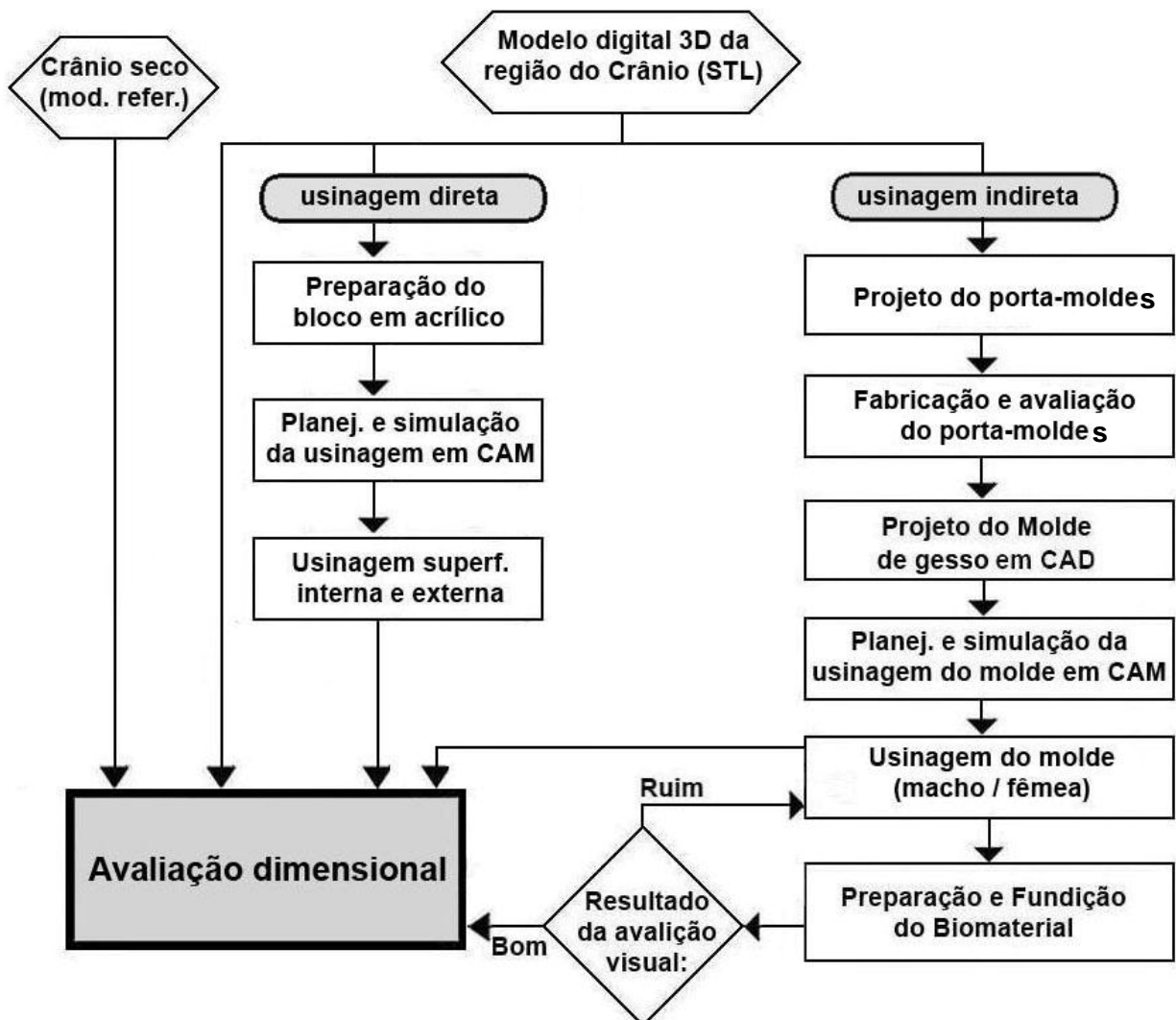


Figura 11 - Fluxograma com as etapas propostas.

3.2. FABRICAÇÃO DE PRÓTESE POR USINAGEM INDIRETA

Conforme está representado no fluxograma ilustrado na Figura 11, o procedimento tem como ponto de partida um modelo digital 3D de uma região craniana, disponível na extensão STL, oriundo de um crânio seco tomografado e modelado por Bazan (2004).

A primeira etapa propriamente dita envolve o projeto de um porta-moldes. Após seu planejamento e fabricação as etapas seguintes tratam do projeto do molde e seu planejamento de usinagem. Por fim, é descrito todas as etapas de manipulação e moldagem do biomaterial.

Todas as etapas de projeto do molde e do porta-moldes foram realizadas no *software* CAD SolidWorks® (versão 2003), que disponibiliza os recursos necessários para este fim.

As etapas de planejamento, simulação de usinagem e geração do código CN foram realizados no *software* CAM EdgeCAM® (versão 9). Este software foi escolhido por atender aos seguintes requisitos: (i) capacidade para importação das superfícies modeladas, em especial nos formatos IGES e STL; (ii) recursos para fresamento de superfícies, e (iii) disponibilidade de pós-processador para a programação no padrão ISO.

3.2.1. Planejamento e fabricação do porta-moldes

O porta-moldes foi projetado para exercer as seguintes funções: (i) alojar o material do molde, que neste caso será o gesso; (ii) servir como referência para o alinhamento no centro de usinagem e (iii) ser usado para fixação na máquina. Suas dimensões internas foram: 210x180x70mm, definidas de forma que possam ser produzidos moldes para quaisquer tamanho de prótese craniana. (desconsiderando a hipótese da produção de um crânio inteiro e crânios com dimensões excessivamente fora do normal). As dimensões da prótese a ser produzida neste trabalho são: 163,588mm (sagital¹⁶) x 133,077mm (coronal¹⁷) x 44,680mm (altura).

¹⁶ Sagital é o corte anatômico que divide o corpo humano ou parte dele em metades esquerda e direita. No caso da distância sagital do crânio, é a distância de um ponto na parte frontal até a outro na parte traseira.

O material escolhido para a confecção do porta-moldes foi o alumínio naval 5055F devido à (i) boa resistência; (ii) fácil usinabilidade; (iii) disponibilidade de venda; (iii) preço; (v) peso e (iv) sofrer pouca influência da água, permitindo seu uso em termo-polimerização em água quente. Outros materiais foram testados, tais como: Teflon®, aço carbono e resina epóxi. Entretanto, foram excluídos por não atenderem satisfatoriamente aos requisitos descritos acima.

O porta-moldes foi projetado de forma a conter três partes, conforme é ilustrado na Figura 12, em uma vista explodida.

- Tampa – Foi projetada com chapa de 3/4” (19,05mm) para suportar a ação de uma prensa hidráulica na fase de moldagem. Nas suas laterais foram criadas alças para facilitar a operação de desmoldagem. Na parte interna foi projetada uma ranhura sobre um rebaixo, para ajudar a fixação do gesso na tampa, (ver detalhe da Figura 12).
- Caixa do porta-moldes - Foram projetadas para essa parte do porta-moldes placas de 1/2“ (12,7mm). Essa caixa foi projetada independente do fundo, objetivando que está possa ser usada também para o preenchimento da tampa com gesso, ou seja, parafusar na tampa a caixa sem o fundo, para fazer o preenchimento com gesso, além de facilitar a retirada e destruição do molde após o termino da moldagem. Na parte superior das suas laterais menores, foram projetados dois pinos-guia de 5,5mm de diâmetro.
- Fundo do porta-moldes – Esta parte tem a função de fechamento inferior para facilitar a remoção do material (gesso) do molde.

¹⁷ Coronal é o corte anatômico que divide o corpo humano ou parte dele em metades frontal e traseira. No caso da distância coronal do crânio, é a distância entre um ponto do lado esquerdo até um ponto do lado direito.

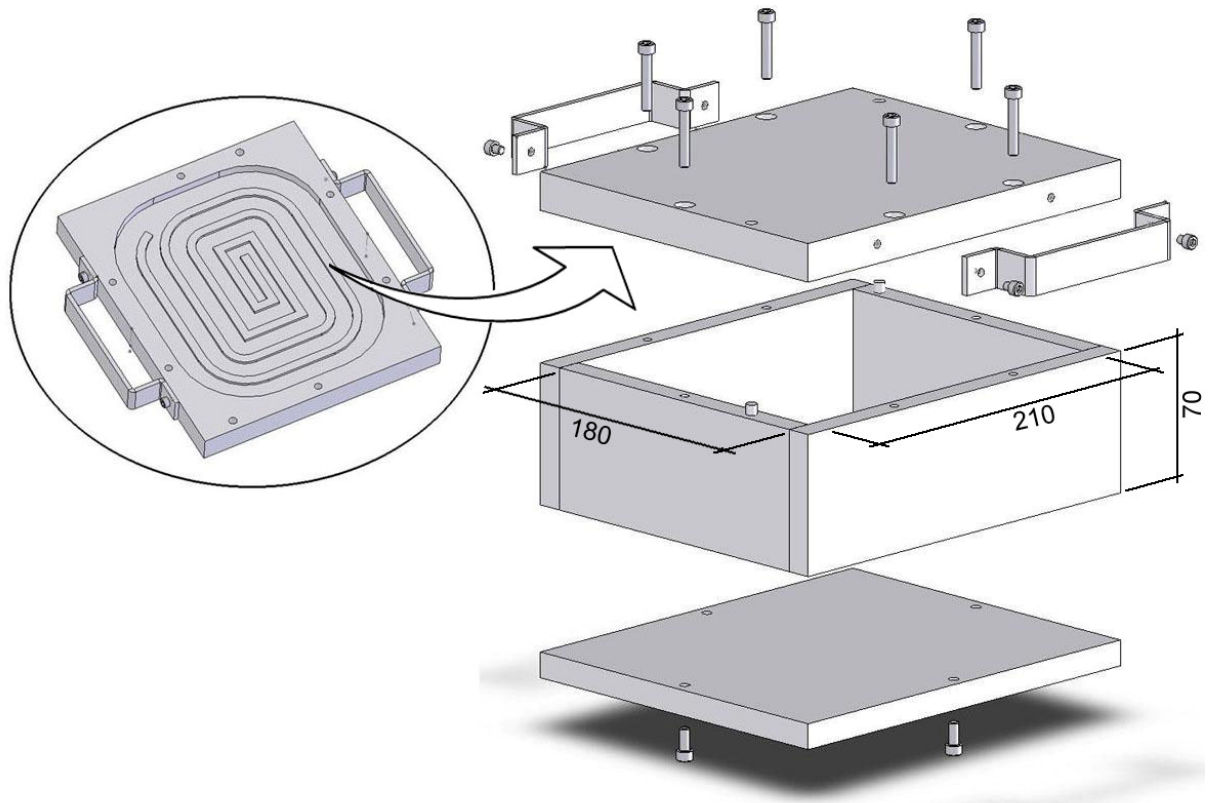


Figura 12 – Projeto do porta-moldes, vista explodida com dimensões internas e detalhe da tampa.

3.2.2. Planejamento do molde

O modelo digital utilizado nesse trabalho é composto por três superfícies: interna, externa e uma 3ª plana, resultante da interseção do modelo com o plano de corte normal ao eixo “Z”, limitando o modelo na calota superior do crânio, superfície esta, que na construção do molde é a superfície de fechamento.

É importante registrar que no caso de uma geometria mais complexa, que não possua uma superfície plana, como neste caso, a linha de fechamento deve ser cuidadosamente projetada, de forma a não contemplar superfícies sombreadas.

Tendo como ponto de partida o modelo referido, em extensão STL, o primeiro passo para a construção do molde foi separá-lo em duas superfícies: superfície externa, usada para construir a cavidade do molde e superfície interna, usada para a construção do punção do molde. A superfície plana foi descartada já que está será obtida automaticamente na moldagem. Ver Figura 13. A separação das superfícies foi realizada por meio de um algoritmo que identifica superfícies pela

sua normal, publicado por Da Costa e Volpato (2007). Porém, softwares como *Rhinoceros®* e o *3Ds MAX®*, entre outros, possuem ferramentas para este fim.

Após a separação das superfícies foi possível desenvolver o projeto do molde, que consiste em três partes principais: (i) cavidade do molde, (ii) punção do molde e (iii) vedação e bolsões para escoamento do material. Uma ilustração da montagem e do fechamento pode ser vista na Figura 14. Essas etapas serão detalhas na seqüência.

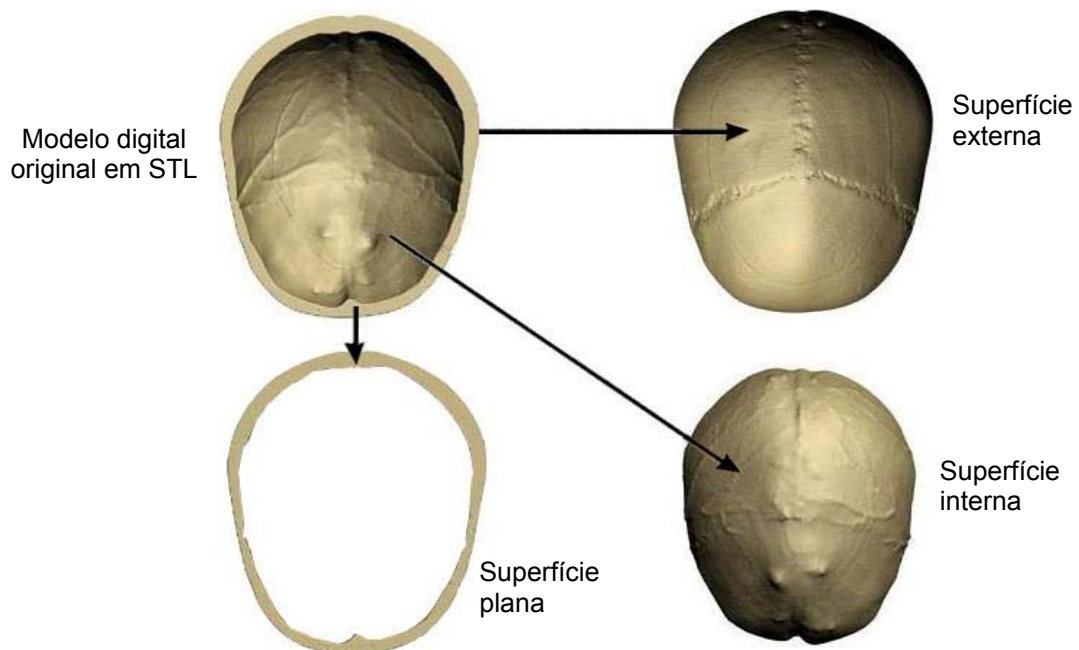


Figura 13 - Separação das superfícies do modelo digital

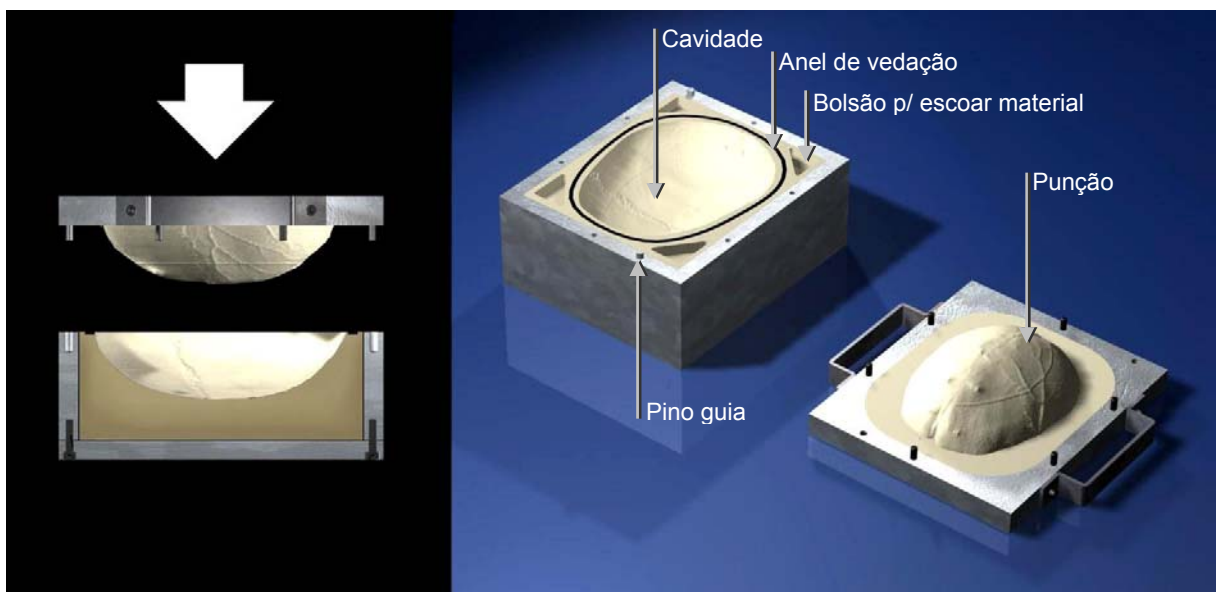


Figura 14 – Simulação do porta-moldes. Visão lateral em corte (à esquerda) e isométrica (à direita).

3.2.2.1. Seleção e preparação do material para o molde

Devido ao fato do escopo deste trabalho não contemplar ainda a produção de uma prótese para posterior inserção em vivos, não houve uma preocupação com esterilidade no processo e no material do molde. Por esse motivo, o material escolhido foi o gesso.

Dentre as várias opções de gesso disponíveis no mercado, foi escolhido o gesso (Elite Rock, Tipo IV – Zhermarck S.p.A). Esse material reúne características importantes, como baixa porosidade, disponibilidade, fácil e rápida preparação, boa resistência a compressão (52 MPa) e boa usinabilidade. Essa marca de gesso em específico tem como ponto negativo o seu alto preço.

A preparação do gesso é simples e rápida. Seguindo as instruções do fabricante, foram misturados durante 60 segundos em uma vasilha de vidro, água e pó em uma relação de 200ml / 1000g.

Na preparação do punção do molde (na tampa), foram utilizados 2 kg de gesso. No enchimento da outra parte (caixa do porta-moldes) foram utilizados 3 kg de gesso. Com o intuito que o material ultrapassasse o nível superior da caixa (superfície de fechamento e referência) foi construída uma contenção com pequenas placas plásticas.

O gesso foi preparado e acomodado no porta-moldes, e mantido assim durante 3 horas para que ocorresse a solidificação e perda de umidade.

3.2.2.2. Máquina, ferramentas e seqüência de usinagem

Pelo fato das superfícies a serem produzidas no molde possuírem elevada complexidade, o fresamento foi empregado por ser o processo mais adequado a reprodução desse tipo de superfícies. Dentro deste contexto, foram selecionadas ferramentas com pequeno diâmetro para as operações de acabamento, objetivando uma reprodutibilidade mais elevada das irregularidades da superfície. Devido ao material usinado ser o gesso, as operações foram realizadas sem o emprego de fluido de corte.

A máquina-ferramenta utilizada foi um centro de usinagem vertical, produzido pela ROMI S.A, modelo Discovery 4022, com 3 eixos, equipado com comando CNC Mach9.

A cavidade do molde foi a primeira parte a ser usinada. Com o porta-moldes já fixado com uma morsa foi realizado o alinhamento na lateral (direção em “Y”) e na face superior utilizando um relógio comparador com resolução centesimal.

Com o porta-moldes devidamente alinhado foi realizada uma operação de faceamento sobre o gesso. Essa operação foi realizada com uma fresa de facear (ϕ 63mm, com 05 arestas de corte em metal duro). Manteve-se velocidade de corte (V_c) constante em 395 m/min, velocidade de avanço (V_f) em 800mm/min, avanço por dente (F_z) em 0,08 mm/dente, enquanto que a profundidade de corte (a_p) e a penetração de trabalho (a_e) variaram, de acordo com as irregularidades do material bruto.

É importante registrar que as condições de corte apresentadas a seguir para cada etapa de usinagem não são valores otimizados, mas sim baseados em resultados anteriores (Bazan, 2004).

3.2.2.3. Desbaste da cavidade do molde

Com o objetivo de reduzir esforços e a quantidade de sobre-material para a operação de acabamento foi realizado um desbaste em duas etapas. Na primeira, uma ferramenta de topo reto foi usada para fazer o desbaste mais grosseiro, com limpeza de área e deixando um sobre-material de 2mm da superfície final, (ver simulação do *software* CAM na Figura 15). Os parâmetros de corte e a ferramenta utilizada foram:

estratégia -	Z constante ¹⁸ com limpeza de área;
V_c [m/min] -	157;
V_f [mm/min] -	1500;
F_z [mm/dente] -	0,3;

¹⁸ É chamada aqui de estratégia de “Z constante” quando a usinagem é realizada deslocando apenas os eixos “X e Y”, mantendo o eixo “Z” constante.

a_p [mm] - 1;
 a_e [mm] - variável, máximo de 16mm, e
 ferramenta - fresa de topo reto em aço rápido. Diâmetro de 20 mm e duas arestas de corte. Marca OSG modelo 801/1 EDS D327.

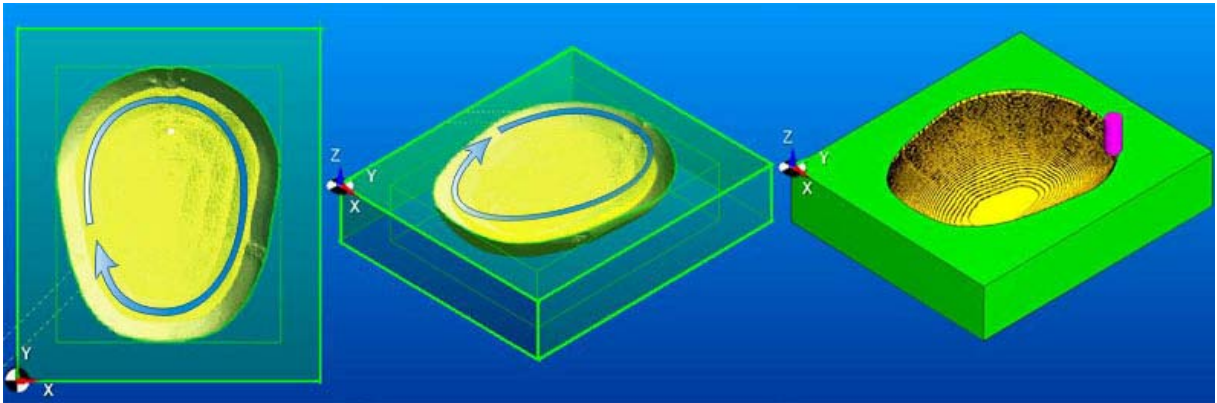


Figura 15 – Planejamento e simulação da primeira etapa de desbaste da cavidade do molde.

A segunda etapa do desbaste foi realizada com uma ferramenta de topo esférico com intuito de deixar um sobre-material de apenas 0,5mm da superfície acabada. O incremento foi intercalado ao desbaste anterior, ou seja, essa segunda operação desfez o degrau produzido pela outra ferramenta. Ver Figura 16. Essa operação foi executada apenas nos contornos e para remover pouco material. Dessa forma a velocidade de avanço foi quase duplicada em relação a anterior. Os parâmetros de corte e a ferramenta utilizada foram:

estratégia - Z constante no contorno;
 V_c [m/min] - 94;
 V_f [mm/min] - 2600;
 F_z [mm/dente] - 0,26;
 a_p [mm] - 1;
 a_e [mm] - variável, máximo de 8,4mm, e
 ferramenta - fresa de topo esférico em metal duro. Diâmetro de 12 mm e quatro arestas de corte. Marca OSG modelo 804 MG.

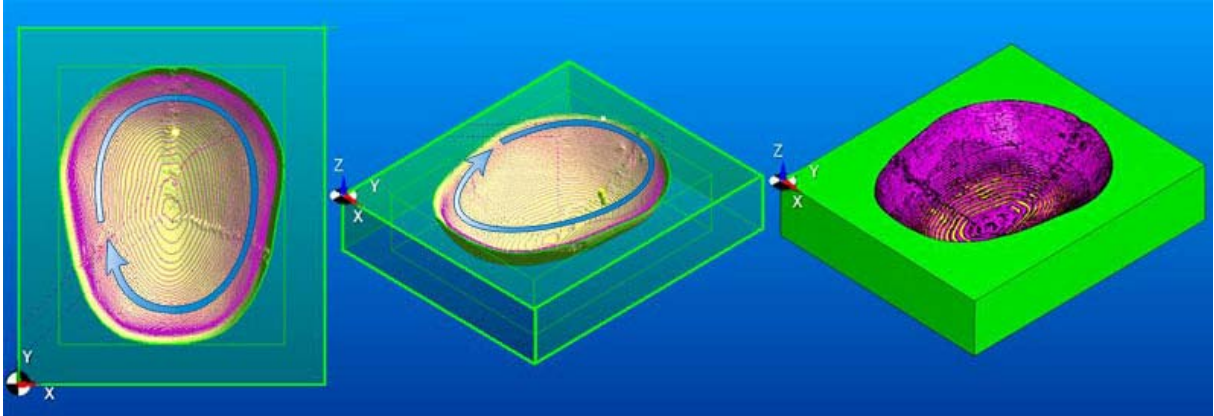


Figura 16 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste da cavidade do molde.

3.2.2.4. Acabamento da cavidade do molde

A operação de acabamento também foi realizada em duas etapas. Devido à superfície ser côncava, foi realizado uma primeira etapa de usinagem com estratégia de Z constante na região com menor inclinação em relação ao eixo Z. Esta operação foi realizada até uma profundidade de -32mm que contempla a região de menor inclinação. Ver Figura 17. Os parâmetros de corte e a ferramenta utilizada foram:

estratégia -	Z constante;
Vc [m/min] -	44;
Vf: [mm/min] -	1600;
Fz [mm/dente] -	0,22;
ap [mm] -	0,15;
ae [mm] -	variável, máximo de 2,8mm, e
ferramenta -	fresa de topo esférico curta em aço rápido. Diâmetro de 4 mm e duas arestas de corte. Marca OSG modelo 805/1 EBDS Base D327.

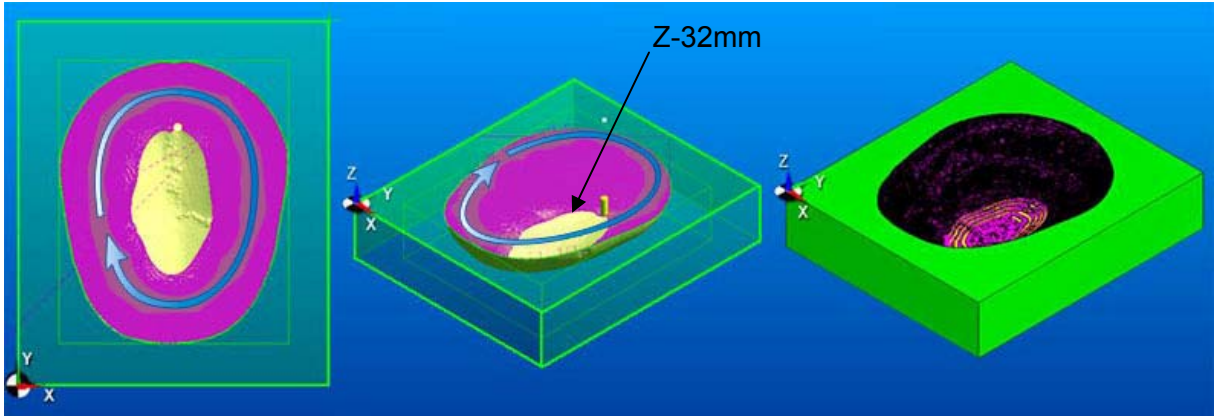


Figura 17 – Planejamento e simulação da primeira etapa de acabamento da cavidade do molde.

Uma segunda etapa com estratégia de varredura (*raster*)¹⁹ foi realizada a partir da profundidade de Z-32mm, onde a superfície aumenta gradualmente a inclinação em relação ao eixo “Z”. Nessa região não foi usada a estratégia com Z constante pois acredita-se que esta é propícia a deixar mais evidente as marcas do chamado efeito escada. Ver Figura 18. Os parâmetros de corte e a ferramenta utilizada foram:

Estratégia -	varredura <i>raster</i> em “Y” constante;
Vc [m/min] -	44, no diâmetro máximo da fresa;
Vf [mm/min] -	1600;
Fz [mm/dente] -	0,22;
ap/ae [mm] -	variável, máximo de 0,15 mm;
ferramenta -	fresa de topo esférico curta em aço rápido. Diâmetro de 4 mm com duas arestas de corte. Marca OSG modelo 805/1 EBDS Base D327.

¹⁹ *Raster* é uma palavra da língua inglesa que neste caso, dá nome a uma estratégia de usinagem. Aqui, será traduzida por varredura. A varredura é uma estratégia que trava um dos eixos comandados e movimenta os outros sobre esse eixo. A varredura é formada por várias linhas retas organizada paralelamente e distantes uma da outra, um determinado valor de incremento.

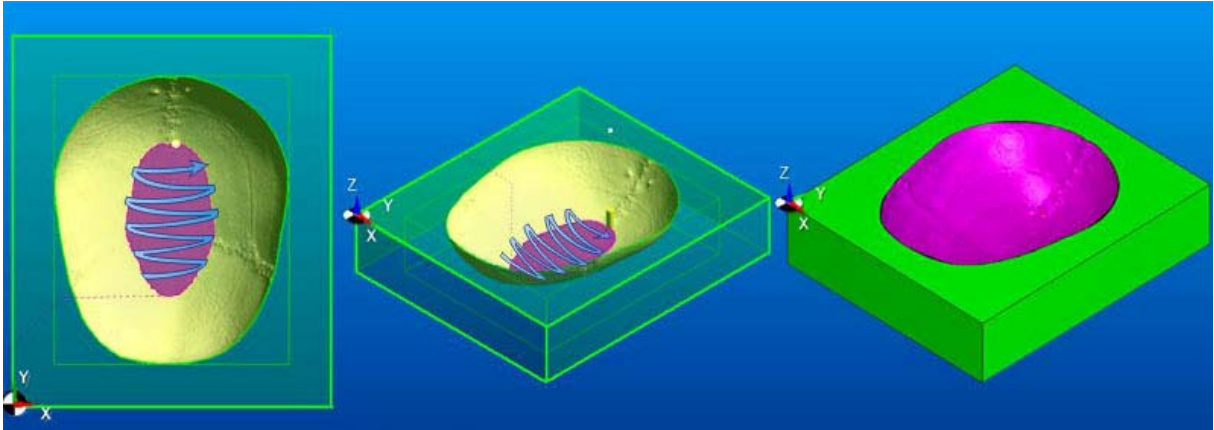


Figura 18 – Planejamento e simulação da segunda etapa de acabamento da cavidade do molde.

3.2.2.5. Desbaste do punção do molde

Com a tampa do porta-moldes devidamente fixado e alinhado sobre a máquina, foram realizadas também duas etapas, com os mesmos parâmetros de corte e ferramentas utilizadas na cavidade do molde. Ver Figura 19 e Figura 20.

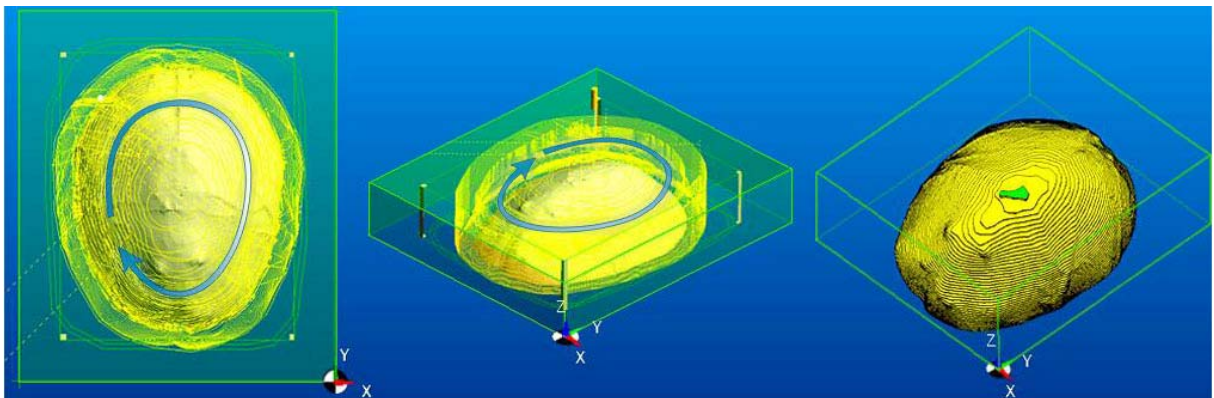


Figura 19 – Planejamento e simulação da primeira etapa de desbaste do punção do molde.

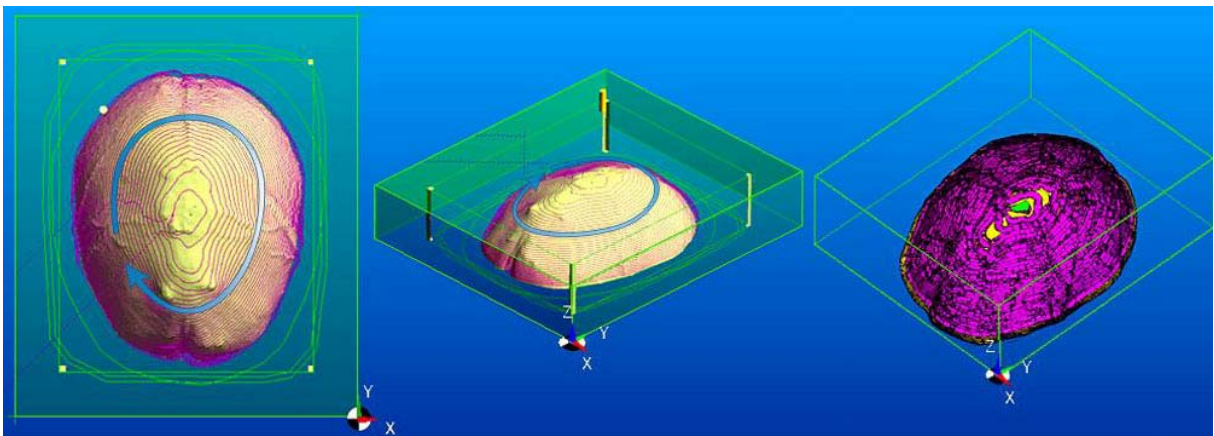


Figura 20 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste do punção do molde.

3.2.2.6. Acabamento do punção do molde

Esta operação foi realizada em três fases. Na primeira, (ver Figura 21), empregou-se uma estratégia de Z constante, da altura de $Z=40\text{mm}$ até a profundidade de $Z=6\text{mm}$. Devido a superfície externa ser convexa, foi realizada uma segunda operação no topo da superfície com varredura da altura de $Z=45\text{mm}$ até a profundidade de $Z=40\text{mm}$, (ver Figura 22). Para essas duas operações de acabamento, foram aplicados os mesmos parâmetros de corte e ferramenta utilizada na usinagem da cavidade do molde.

Após a altura de $Z=6\text{mm}$, foi utilizada uma terceira operação, novamente com a estratégia de Z constante (ver Figura 23) porém, agora, com uma ferramenta de topo reto, com o intuito de obter uma superfície plana e coincidente com a tampa.

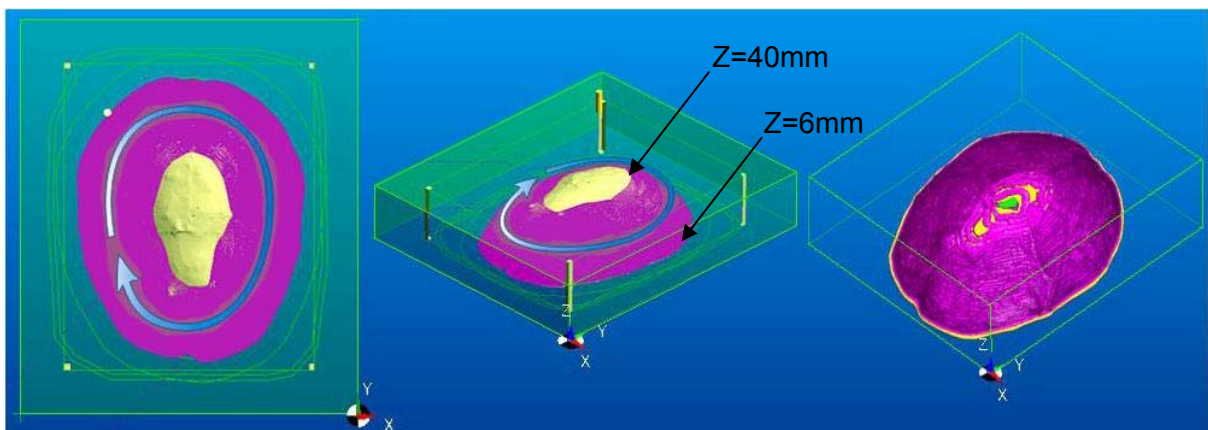


Figura 21 – Planejamento e simulação da primeira etapa do acabamento do punção do molde.

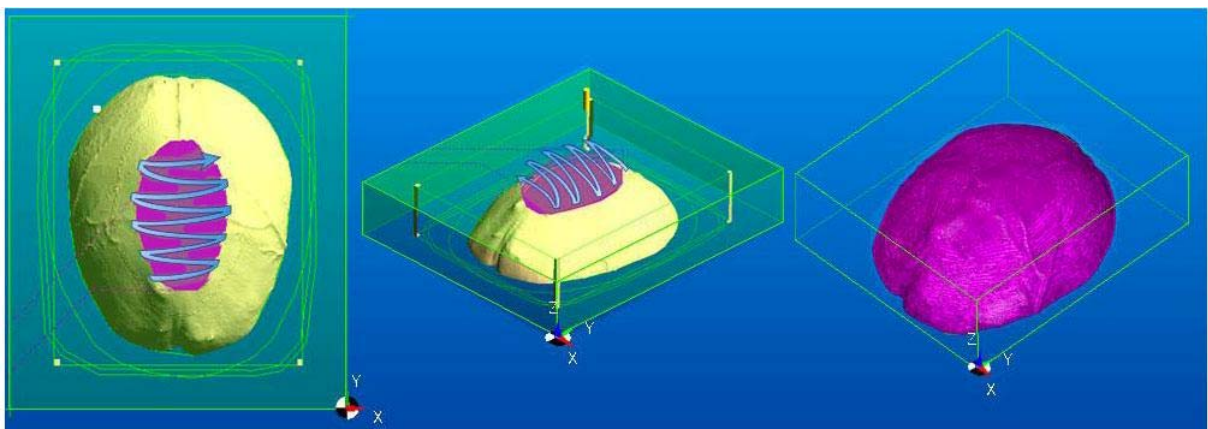


Figura 22 – Planejamento e simulação da segunda etapa de acabamento do punção do molde.

A terceira etapa do acabamento foi realizada com as seguintes condições:

estratégia -	Z constante;
Vc [m/min] -	44;
Vf [mm/min] -	1600;
Fz [mm/dente] -	0,22;
ap [mm] -	0,15;
ae [mm] -	variável, máximo de 2,8mm;
ferramenta -	fresa de topo reto em aço rápido. Diâmetro de 4 mm com duas arestas de corte. Marca OSG modelo 801/2 EDL Base D844.

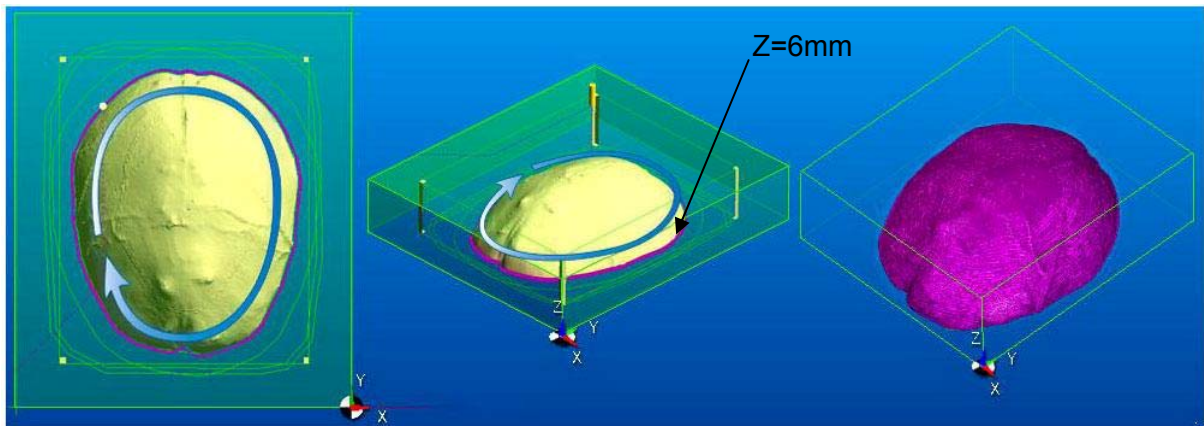


Figura 23 – Planejamento e simulação da continuidade do acabamento da primeira etapa do punção do molde.

3.2.3. Fabricação de canal para vedação e bolsões de alívio de material

Antes da aplicação final dessa metodologia, foram feitos alguns experimentos de moldes em resina epóxi, com tamanho reduzido e também de um molde em gesso, semelhante ao proposto aqui. Esses experimentos foram usados para analisar vários fatores, como por exemplo: (i) contração do material pós-fundido; (ii) desmoldagem; (iii) proporção pó/líquido do polímero e (iv) preenchimento da cavidade. Os resultados apresentaram uma contração muito baixa, fácil desmoldagem e fácil preparação do polímero. O problema mais evidente nos testes

foi o de falha de preenchimento do molde, ou seja, garantir que a prótese após moldada não apresente nenhuma falha de preenchimento.

Com o intuito de resolver esse problema foi projetada uma vedação ao redor da cavidade. O objetivo com isso foi que após o fechamento do porta-moldes e aplicada a carga com ajuda de uma prensa hidráulica, o material ocupasse todo o espaço e não escapasse da cavidade. Juntamente com a usinagem do canal de vedação foram usinados quatro pequenos bolsões para ajudar a alocar o excesso de material que tende a fluir para fora do porta-moldes.

Um desenho do molde com o anel de vedação e os citados bolsões foram ilustrados na Figura 14.

Foi decidido usar um anel de vedação de borracha com 6mm, sendo que desses, apenas 1,5mm ficou acima da superfície de fechamento.

Na usinagem do canal para alocação do anel de vedação e das quatro cavidades, foram utilizados os seguintes parâmetros de corte e ferramenta:

estratégia -	Z constante;
Vc [m/min] -	44;
Vf [mm/min] -	1600;
Fz [mm/dente] -	0,22;
ap [mm] -	0,5;
ae [mm] -	variável, máximo de 2,8mm;
ferramenta -	fresa de topo reto em aço rápido. Diâmetro de 4 mm com duas arestas de corte. Marca OSG modelo 801/2 EDL Base D844.

Após a realização de todas as etapas de usinagem e colocação do anel de vedação foi aplicado sobre toda a superfície do molde um desmoldante *spray* siliconado da marca UltraLub®.

3.2.4. Seleção, preparação e polimerização do biomaterial

O material escolhido para ser fundido sobre o molde foi o acrílico polimetilmetacrilato (PMMA) auto-polimerizante, da marca *Clássico-Jet*[®]. Dentre os diversos biomateriais aplicados na cranioplastia, que são citados na literatura, este é o mais utilizado, (cf. EPPLEY, 2003, HIEU et al. ,2002 e LEE et al. ,2003).

O PMMA entre as diversas qualidades já citadas na seção 2.2.1, é de fácil aquisição tanto no que se refere ao preço como pela disponibilidade no mercado local.

A sua preparação é relativamente simples, pois trata da mistura do monômero no estado líquido com o co-polímero (micro-esferas de acrílico pré-polimerizada). Diferentes proporções pó/líquido são utilizadas na literatura ou sugeridas por fabricantes. Sendo assim, baseado em uma pesquisa desenvolvida por Jasper *et al.* (1999), a proporção líquido/pó utilizada neste trabalho foi de 0,57ml/g. Pois segundo esses autores que investigaram diferentes proporções, esse valor propicia ao acrílico melhores propriedades mecânicas, além do fato desse valor ser muito próximo ao sugerido pela maioria dos fabricantes.

O volume aproximado da prótese produzida neste trabalho foi de 150ml, sendo assim, foi decidido preparar aproximadamente o dobro desse volume para que o preenchimento total fosse garantido e uma quantidade considerada de material pudesse ser escoada. Para isso, foram acomodados dentro da cavidade do molde 114ml de monômero e misturado a 200ml de co-polímero, somando um total de 314ml.

Passados aproximadamente 5 minutos do início da mistura, o molde foi fechado pois o material já apresentava um alto nível de polimerização, indicado pelo considerável aumento da viscosidade. A tampa foi fechada e para que o anel de vedação fosse deformado, fazendo com que o porta-moldes fosse completamente fechado, foi aplicada uma carga em uma prensa hidráulica. Após a união das duas superfícies planas, a carga aplicada foi estabilizada e o porta-moldes ficou nessas condições por volta de 2 horas, para que a polimerização completa pudesse ocorrer.

3.3. FABRICAÇÃO DE UMA PRÓTESE POR USINAGEM DIRETA

Com o propósito de produzir uma prótese em acrílico, semelhante à descrita na metodologia anterior, o mesmo modelo digital foi utilizado como ponto de partida. Porém, o processo de fabricação apresentado a seguir descreve a fabricação de próteses cranianas por meio da sua usinagem direta, semelhante a metodologia apresentada por Bazan(2004).

Para tal, o primeiro passo realizado foi a preparação de um bloco acrílico, seguido de várias operações de usinagem que serão descritas na seqüência.

3.3.1. Preparação do bloco de acrílico PMMA

Toda a metodologia de fabricação do bloco acrílico foi baseada no relatório técnico apresentado por Gargioni(2005) onde maiores detalhes podem ser encontrados.

Diante do objetivo de sintetizar um bloco de PMMA de dimensões 57x146x175mm e aproximadamente 1,5L de volume, foi construída uma caixa em MDF para servir como uma caixa-molde. Sobre ela, foram depositados aproximadamente 600ml de monômero líquido e 1 kg de co-polímero.

No trabalho apresentado por Bazan (2004), uma característica marcante observada na prótese acabada, foi o excesso de porosidades sobre toda a superfície. Possivelmente, essa porosidade implica em alguma diminuição das propriedades mecânicas, mas não encontramos respaldo na literatura para mensurar o quanto esse excesso de porosidade pode ser prejudicial. Sendo assim, em uma tentativa de produzir um bloco acrílico livre de porosidade, a caixa-molde com a mistura de PMMA no início do estágio de polimerização, foi submetida durante aproximadamente 5 horas a uma câmara de pressurização com 50 lb (aproximadamente 3 kgf/cm²), cedida pela empresa Formadente Comercio e Representação de Artigos Odontológicos S/C, localizada em Pinhais/PR.

Após a solidificação do PMMA a caixa-molde foi desmontada e o bloco desmoldado, ficando pronto para as seguintes operações de usinagem.

3.3.2. Desbaste do bloco de acrílico

O bloco inicial foi desbastado com intuito de garantir a formação de 5 superfícies planas, as quais posteriormente seriam utilizadas como referências para fixação. Essa usinagem de desbaste foi realizada com uma fresa de facear (\varnothing 63 mm, com 5 arestas de corte em metal duro). Manteve-se velocidade de corte (V_c) constante em 300 m/min e velocidade de avanço (V_f) em 800 mm/min; a profundidade de corte (a_p) e a penetração de trabalho (a_e) variaram de acordo com as irregularidades do material bruto.

Foram definidas apenas duas fixações para a usinagem da prótese. Na primeira foi usinado primeiramente a superfície plana (rebaixo) seguida da superfície interna da prótese. Ver Figura 24. Para a usinagem da superfície externa, o bloco foi reposicionado em uma segunda fixação. Elas são descritas na seqüência.

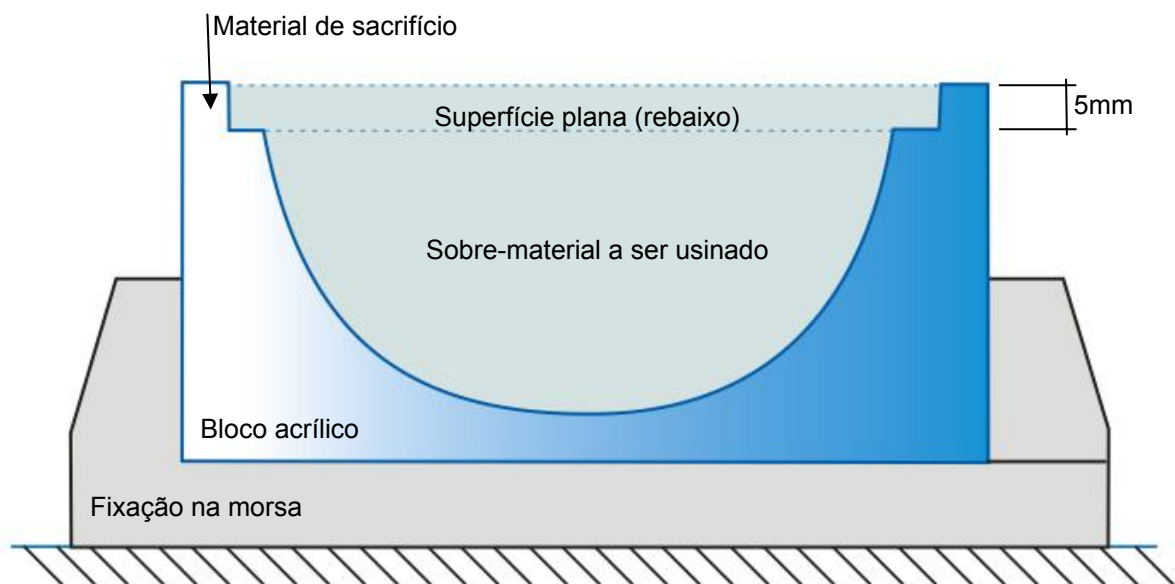


Figura 24 - Ilustração em corte do primeiro posicionamento do bloco acrílico para usinagem.

3.3.3. Usinagem do rebaixo com superfície plana

Após a fixação do bloco com o auxílio de uma morsa foi fresado uma superfície plana, paralela ao plano "X-Y" a uma distância de 5 mm da face superior do bloco (Z-5mm), seguindo o contorno final da superfície externa. Isto foi planejado com o intuito de criar um rebaixo, (ver simulação do CAM na Figura 25) para permitir

a realização da última etapa de usinagem (último contorno externo) sem interferir na fixação do bloco e permitir ao final o fácil desprendimento da prótese. Os parâmetros de corte e a ferramenta utilizada foram:

estratégia -	Z constante, com limpeza de área;
V_c [m/min] -	157;
V_f [mm/min] -	1500;
F_z [mm/dente] -	0,3;
a_p [mm] -	1;
a_e [mm] -	variável, máximo de 16mm, e
ferramenta -	fresa de topo reto em aço rápido. Diâmetro de 20 mm e duas arestas de corte. Marca OSG modelo 801/1 EDS D327.

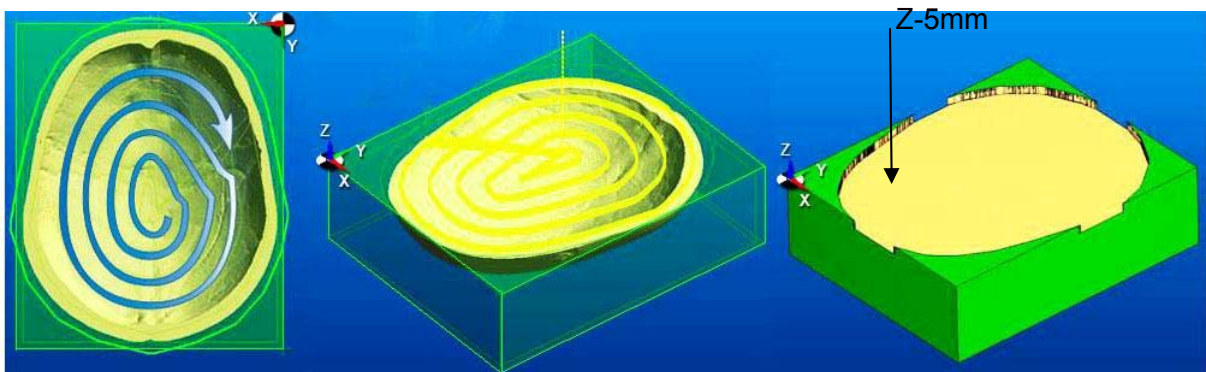


Figura 25 - Planejamento e simulação da usinagem do rebaixo.

3.3.4. Desbaste da superfície interna

Após a usinagem do rebaixo, que ao final, se tornará a superfície plana da prótese, foram planeadas a partir da superfície plana do rebaixo duas operações de desbaste da superfície interna. Na primeira, uma ferramenta de topo reto foi usada para fazer o desbaste mais grosseiro, com limpeza de área e um sobre-material de 2 mm da superfície final, (ver Figura 26). As condições de corte nesta operação foram aquelas utilizadas na usinagem do rebaixo descrito acima.

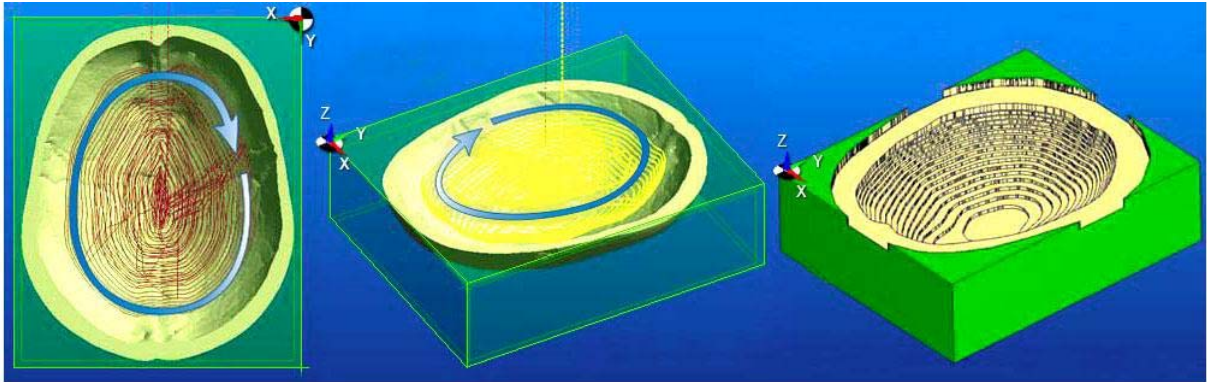


Figura 26 – Planejamento e simulação do primeiro desbaste da superfície interna.

A segunda operação de desbaste foi realizada com uma ferramenta de topo esférica com intuito de melhorar a superfície do desbaste e deixar um sobre-material de apenas 0,5 mm da superfície acabada. Foi planejado um incremento intercalado ao desbaste anterior, ou seja, com o intuito de desfazer o degrau produzido pela outra ferramenta. Ver Figura 27. Os parâmetros de corte e a ferramenta utilizada foram:

estratégia -	Z constante, no contorno;
V_c [m/min] -	94;
V_f [mm/min] -	2600;
F_z [mm/dente] -	0,26;
a_p [mm] -	1;
a_e [mm] -	variável, máximo de 8,4mm, e
ferramenta -	fresa de topo esférico em metal duro. Diâmetro de 12 mm e quatro arestas de corte. Marca OSG modelo 804 MG.

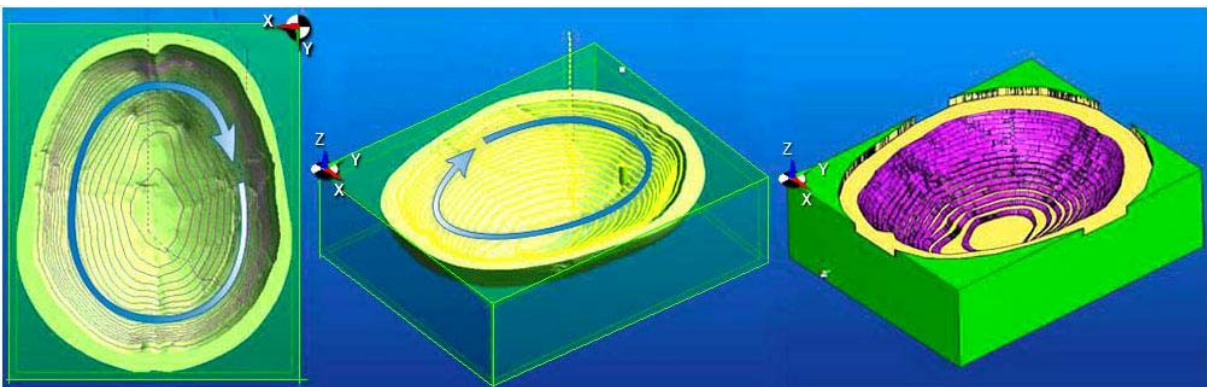


Figura 27 – Planejamento e simulação do segundo desbaste da superfície interna.

3.3.5. Acabamento da superfície interna

A operação de acabamento foi realizada também em duas etapas. Devido a superfície ser côncava, foi realizada uma primeira etapa de usinagem com estratégia de Z constante na região com menor inclinação em relação ao eixo “Z”. Esta operação foi realizada até uma profundidade de Z-32mm. Ver Figura 28. Os parâmetros de corte e ferramenta utilizada foram:

estratégia -	Z constante;
Vc [m/min] -	44;
Vf: [mm/min] -	1600;
Fz [mm/dente] -	0,22;
ap [mm] -	0,15;
ae [mm] -	variável, máximo de 2,8mm, e
ferramenta -	fresa de topo esférico curta em aço rápido. Diâmetro de 4 mm e duas arestas de corte. Marca OSG modelo 805/1 EBDS Base D327.

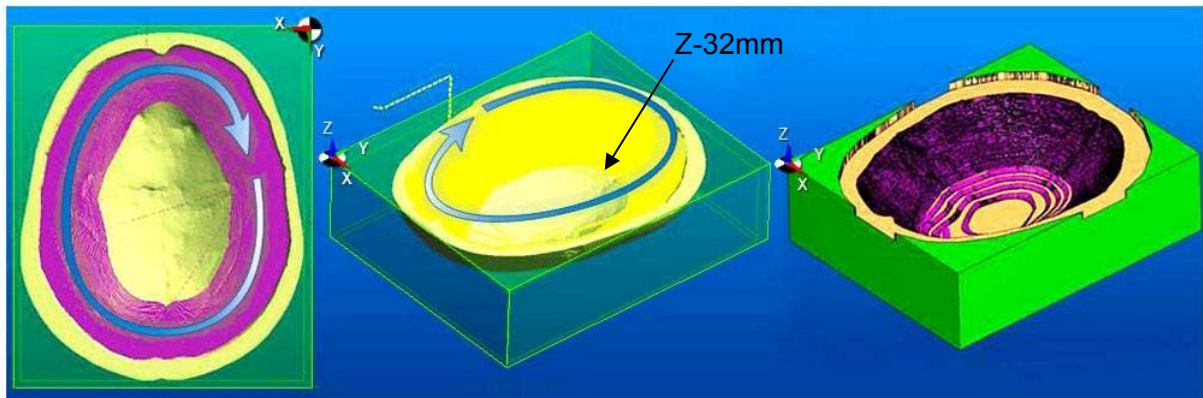


Figura 28 – Planejamento e simulação da primeira etapa do acabamento da superfície interna.

Uma segunda etapa com estratégia de varredura foi realizada a partir da profundidade de Z-32mm, onde a superfície aumenta gradualmente a inclinação em relação ao eixo “Z”. Nessa região, a estratégia com Z constante é propícia a deixar mais evidentes as marcas do chamado efeito escada. Ver Figura 29. Os parâmetros de corte e ferramenta utilizada foram:

estratégia -	varredura raster; em “Y” constante,
V_c [m/min] -	44, no diâmetro máximo da fresa;
V_f [mm/min] -	1600;
F_z [mm/dente] -	0,22;
a_p/a_e [mm] -	variável, máximo de 0,15 mm;
ferramenta -	fresa de topo esférico curta em aço rápido. Diâmetro de 4 mm com duas arestas de corte. Marca OSG modelo 805/1 EBDS Base D327.

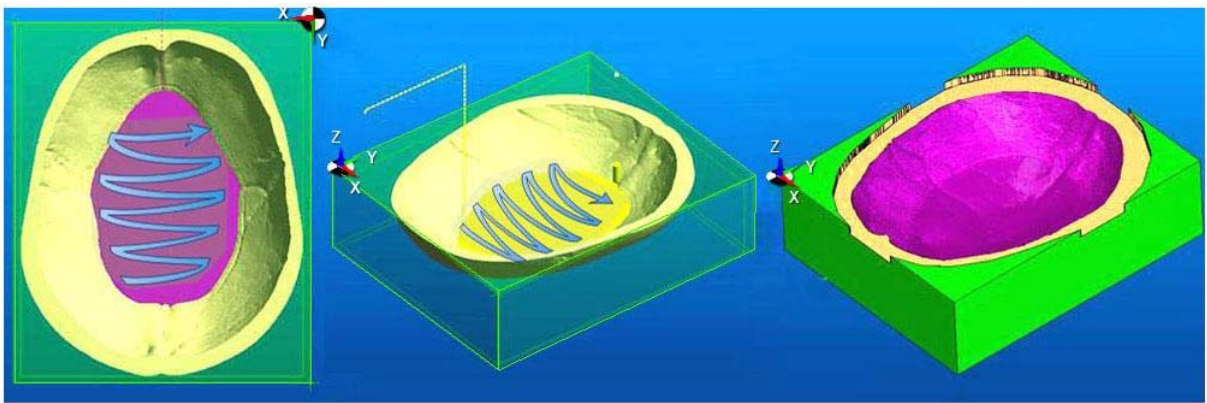


Figura 29 – Planejamento e simulação da segunda etapa do acabamento da superfície interna.

3.3.6. Reposicionamento e fixação do bloco

Para a usinagem da superfície externa, foi necessário remover o bloco da morsa e gira-lo 180° sobre o eixo X. O sistema de fixação adotado nessa etapa foi diferente do precedente. O bloco foi alinhado e fixado por meio de uma cola adesiva de secagem rápida²⁰ em uma placa metálica previamente retificada, que foi presa à mesa do centro de usinagem. O Alinhamento foi garantido por meio de um relógio comparador com escala centesimal. Este procedimento permitiu que a prótese pudesse ser usinada e separada do bloco, sem necessidade de exceder duas fixações. Essa montagem é ilustrada na Figura 30.

²⁰ SuperBond® produzido pela Loctite®

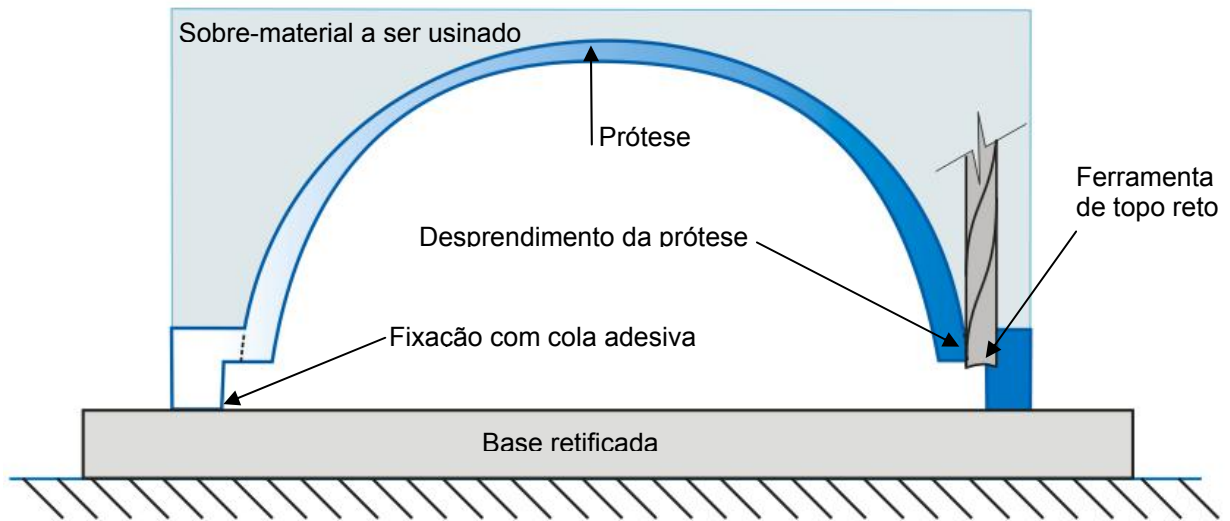


Figura 30 – Ilustração em corte do reposicionamento do bloco acrílico para a usinagem da superfície externa.

3.3.7. Desbaste da superfície externa

A operação de desbaste da superfície externa foi muito semelhante à aquela realizada na interna. Foi executada também em duas etapas e com os mesmos parâmetros de corte e ferramenta. Ver Figura 31.

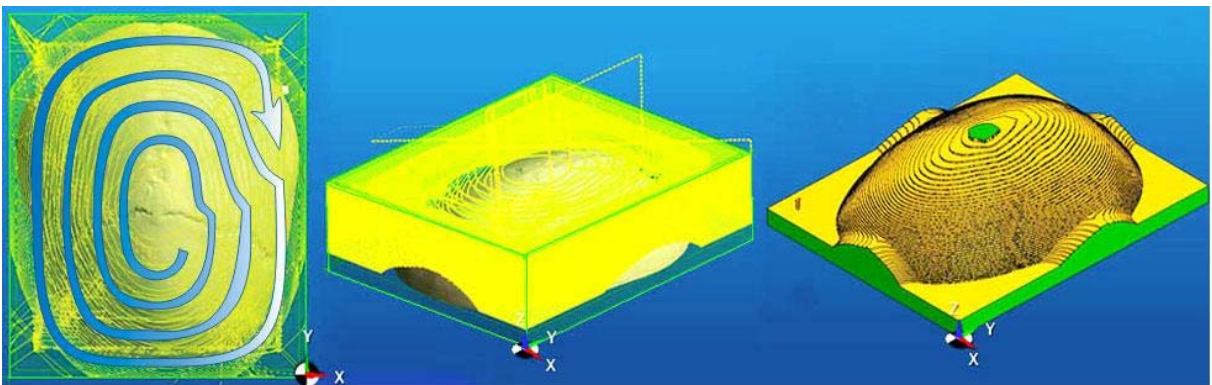


Figura 31 – Planejamento e simulação da primeira etapa de desbaste da superfície externa.

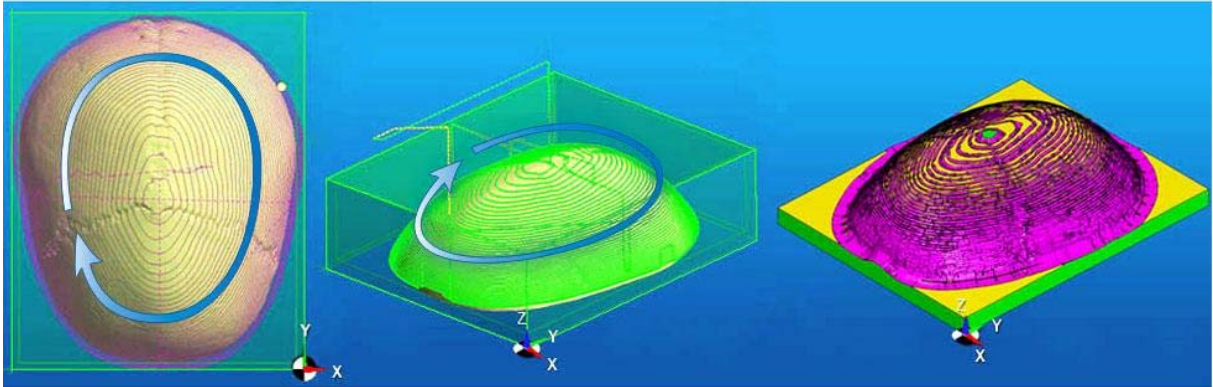


Figura 32 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste da superfície externa.

3.3.8. Acabamento da superfície externa

Esta operação foi realizada em três fases: na primeira (ver Figura 33), empregou-se uma estratégia de Z constante, da altura de $Z=40\text{mm}$ até a profundidade de $Z=6\text{mm}$. Devido a superfície externa ser convexa, foi realizada no topo da superfície uma segunda operação com estratégia de varredura do topo do bloco até a profundidade de $Z=40\text{mm}$, (ver Figura 34). Para essas duas operações de acabamento, foram aplicados os mesmos parâmetros de corte e ferramentas utilizadas na usinagem da superfície interna.

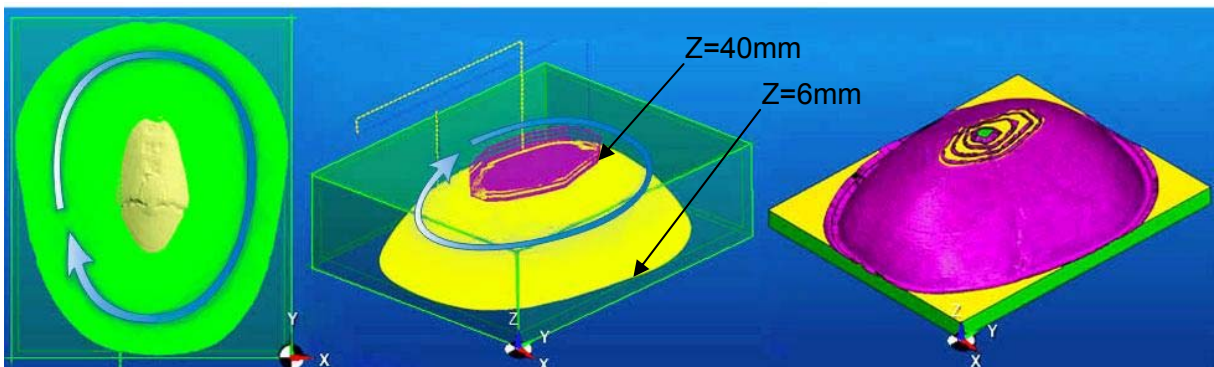


Figura 33 – Planejamento e simulação da primeira etapa de acabamento da superfície externa.

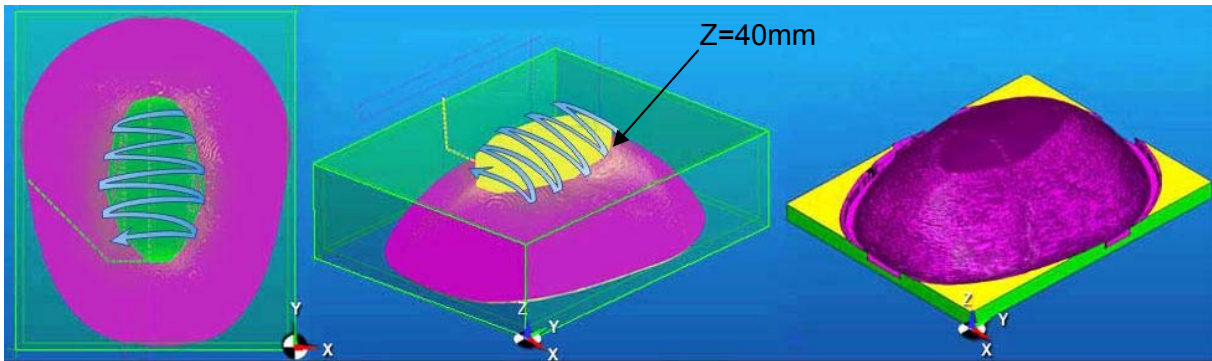


Figura 34 – Planejamento e simulação da segunda etapa de desbaste da superfície externa.

Após a profundidade de $Z=6\text{mm}$ (direção Z), foi realizada uma terceira operação, novamente com a estratégia de Z constante, conforme ilustra a Figura 35, com o intuito de dar continuidade no acabamento da superfície externa, assim como, de promover na última passada da fresa, o desprendimento da prótese em relação ao restante do bloco. Os parâmetros de corte e a ferramenta utilizada foram:

estratégia -	Z constante;
V_c [m/min] -	44;
V_f [mm/min] -	1600;
F_z [mm/dente] -	0,22;
a_p [mm] -	0,15;
a_e [mm] -	variável, máximo de 2,8mm;
ferramenta -	fresa de topo reto em aço rápido. Diâmetro de 4 mm com duas arestas de corte. Marca OSG modelo 801/2 EDL Base D844.

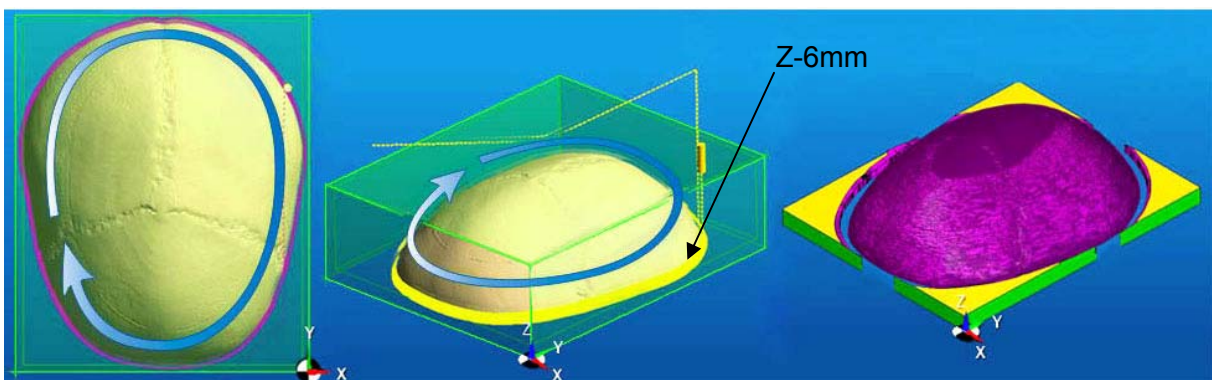


Figura 35 – Planejamento e simulação da etapa de desprendimento da prótese.

3.4. AVALIAÇÃO DIMENSIONAL

Conforme o fluxograma ilustrado na Figura 11, o cumprimento de todas as etapas das duas metodologias apresentadas culminam com a avaliação dimensional das próteses resultantes.

Toda a avaliação dimensional foi realizada em uma máquina de medição por coordenadas (MMC) da marca *Sheffield*® modelo *Discovery D8* com incerteza de $5+L/200\mu\text{m}$ que se encontra no laboratório de metrologia da UFPR. O software de medição usado foi o *PCDIMS*® *CAD++*, versão 4.1, que oferece recursos de localização grosseira por meio do princípio 3-2-1 e refinada, chamado de *Best-fit*. Ambos foram mencionados no capítulo anterior.

Todos os procedimentos de localização e inspeção foram realizados com um apalpador de ponta esférica de 2 mm de diâmetro, que interfere positivamente na inspeção de pequenas regiões ou pequenas irregularidades.

Sete superfícies foram medidas fisicamente, tal como representadas na Figura 36.

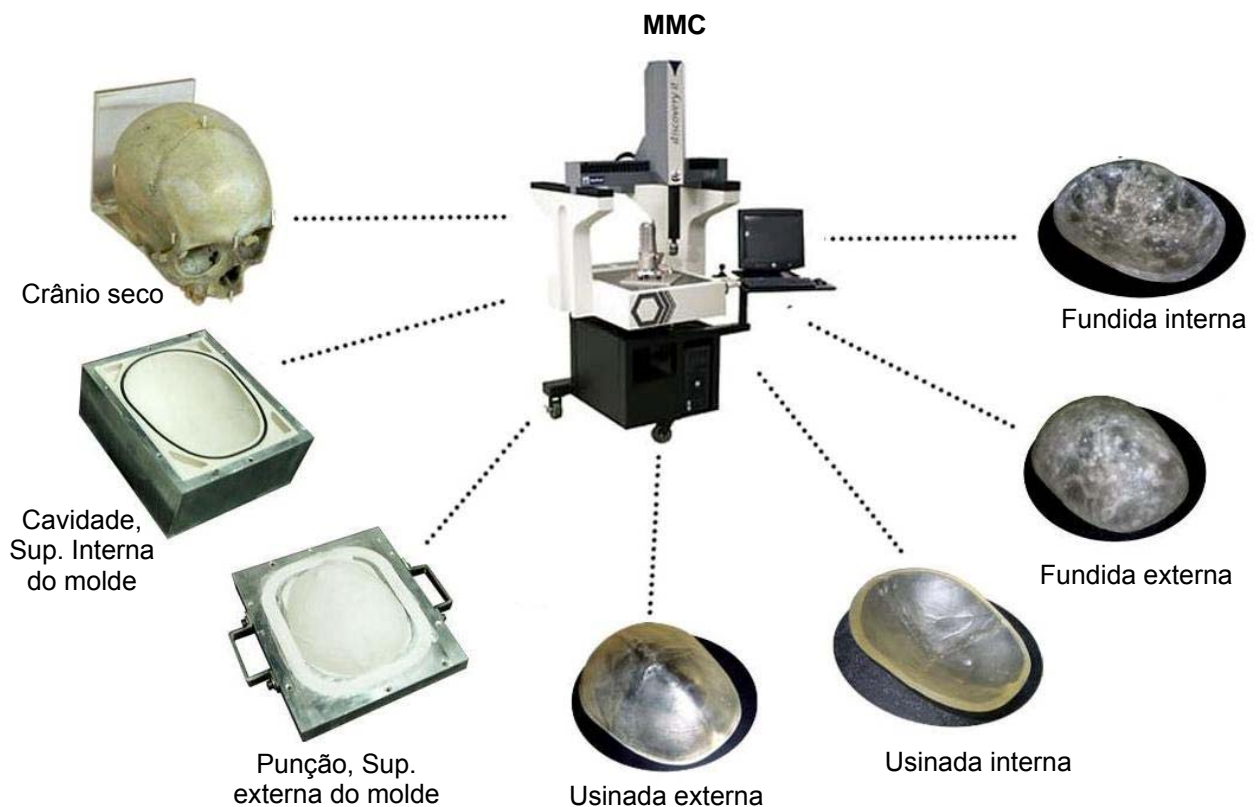


Figura 36 - Itens inspecionados e a MMC utilizada.

A inspeção interna da região relacionada do crânio não é possível de ser realizada com esse equipamento (a menos que ela fosse seccionada do crânio), por isso, apenas a externa foi utilizada para avaliação.

O propósito da medição do crânio seco (fonte inicial de dados e referencia) é analisar a diferença dimensional da sua superfície externa em relação ao modelo digital em STL, pois este foi oriundo do crânio seco, modelado a partir de TC.

A medição dos outros seis itens objetiva também analisar a diferença dimensional em relação ao modelo digital. Na Figura 37 é ilustrada a distribuição esperada de erro. Todos os itens foram confrontados com o modelo digital 3D, a começar pelo crânio seco, o que permite descobrir o erro oriundo da etapa de modelagem. No caso dos itens referentes à superfície externa do crânio (cavidade externa, usinada externa e fundida externa), essas inspeções permitiram analisar o erro dimensional em toda a cadeia de fabricação, pois as medições podem ser somadas ao erro da modelagem, resultando no erro total da cadeia de fabricação.

No caso específico da prótese fundida, o panorama da distribuição do erro durante a cadeia de fabricação é ainda mais claro, pelo fato do molde ser medido antes da prótese ser fundida. Ou seja, dessa forma é possível analisar quanto a inserção de mais uma etapa na cadeia de fabricação interfere (positiva ou negativamente) no erro dimensional da prótese acabada.

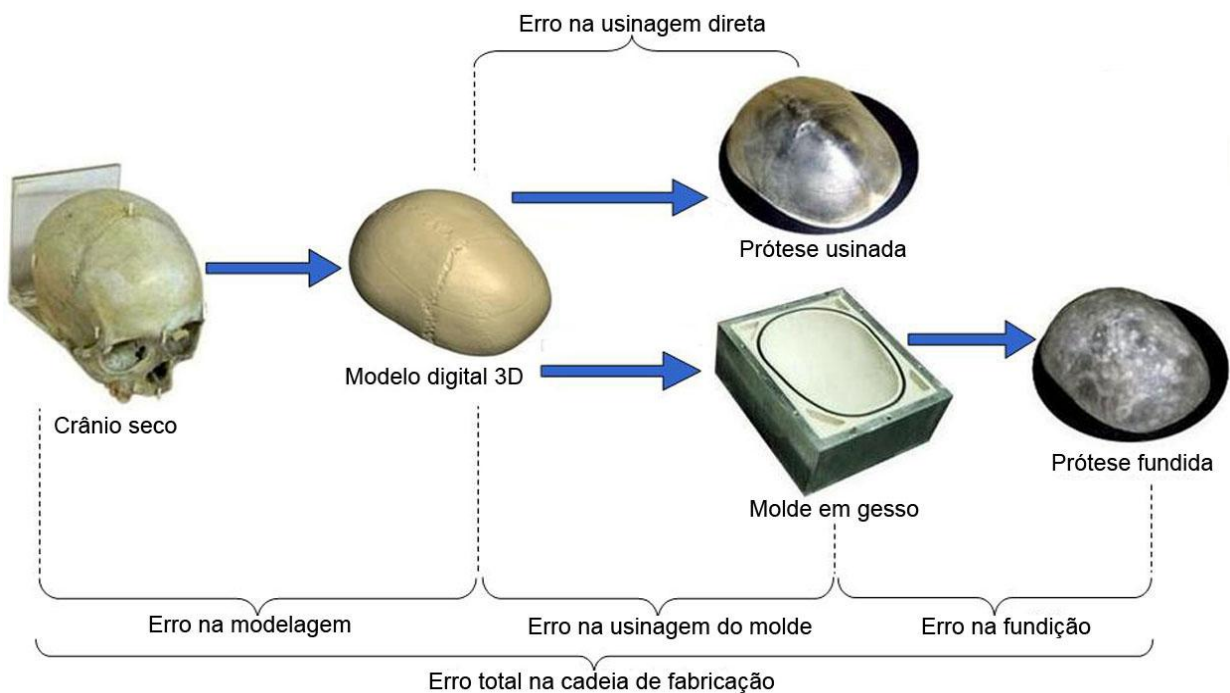


Figura 37 - Etapas da cadeia de fabricação das próteses, onde a ocorrência de erro é prevista.

3.4.1. Estratégia de localização e medição das superfícies

Conforme mencionado no capítulo anterior, o principal problema enfrentado na medição de superfícies complexas como é o caso neste trabalho, é a localização do sistema de coordenadas de medição (SCM) com o sistema de coordenadas de projeto (SCP), que neste caso é o sistema de coordenadas do modelo digital. A metodologia aqui apresentada foi baseada em um estudo preliminar realizado em uma esfera de calibração por Da Costa e Lajarin (2007) e consistiu basicamente no procedimento que se segue.

- a) Foram definidos 6 pontos sobre a superfície do modelo digital. Posteriormente, esses pontos foram apalpados manualmente sobre a superfície do item medido, para realizar um primeiro procedimento de localização grosseira 3-2-1, conforme é ilustrado na Figura 38. De acordo com o princípio do 3-2-1, foram tocados os pontos (1,2 e 3) na direção vetorial $(0,0,1)$ para definir um plano (X-Y). Os pontos (4 e 5) foram tocados na direção vetorial $(0,1,0)$ para definir um plano perpendicular ao primeiro (Y-Z). O ponto (6) foi tocado na direção vetorial $(1,0,0)$ para definir o terceiro plano (X-Z). Por fim, foi executado no software a localização, onde os pontos tocados no crânio são localizados da melhor forma possível no modelo digital.

- b) Foi definida uma grade²¹ (matriz) de 15x15 pontos (aproximadamente 160 pontos²²) sobre a superfície do modelo digital para realizar o procedimento de localização refinado chamado de *Best-fit*²³, conforme

²¹ A distribuição de pontos em forma de grade é um recurso oferecida pelo software PCDIMS® CAD++ versão 4.1. Para utilizar esse recurso basta ter inserido ao software o modelo digital do componente a ser medido. Sobre o modelo, basta definir a área em que os pontos serão distribuídos e a quantidade de pontos por linha e coluna.

²² O valor da matriz 15x15 com aproximadamente 160 pontos não são os únicos valores possíveis. Poderia ser definida uma matriz 10x10 assim como 50x50, sendo que a interferência dessa escolha no resultado da localização é insignificante, interferindo talvez, apenas na quantidade de repetições necessárias para encontrar a condição ideal.

²³ O Best-fit é um recurso de localização refinada oferecido pelo software PCDIMS® CAD++ versão 4.1. Para a localização. Este procedimento se baseia nas coordenadas tridimensionais e direções

é ilustrado na Figura 39. Devido ao fato de já ter havido um primeiro procedimento de localização com o 3-2-1, (mesmo que grosseiro), os pontos definidos nessa etapa já puderam ser apalpados automaticamente. Ou seja, o software já é capaz de tocar fisicamente o ponto definido no modelo, tornando esse procedimento automatizado e mais rápido. Por fim, foi executado no software a localização refinada *best-fit*, onde os pontos apalpados foram confrontados com os definidos no modelo digital.

- c) O procedimento anterior foi repetido até que o valor de erro apontado pelo software se estabilizasse. Ou seja, ao fim de cada operação de *best-fit* foi calculado o erro dimensional médio. A melhor condição de localização possível foi encontrada quando esse valor, entre cada repetição, deixou de variar. Esse conceito não afirma que a localização está exatamente correta, mas indica que é o melhor resultado que o software pode encontrar²⁴.
- d) Foi definida uma matriz de 85x85 pontos para uma varredura sobre toda a superfície (aproximadamente 5000 pontos²⁵) para a avaliação e distribuição do erro.

vetoriais de pontos definidos em um modelo digital e apalpados sobre a sua correspondente superfície, medida fisicamente.

²⁴ É sugerida a leitura de Lai e Chen (2007), onde o procedimento de localização é estudado, principalmente sob o ponto de vista do número de medições necessárias para a melhor condição ser encontrada.

²⁵ O valor da matriz 85x85 com aproximadamente 5000 pontos medidos, também não são os únicos valores possíveis. Esse valor foi escolhido pois essa quantidade de pontos distribuídos cobrem satisfatoriamente toda a superfície. O espaçamento entre cada ponto é de aproximadamente 1,75mm pouco menos que o diâmetro do apalpador (2mm). Um valor muito maior talvez fosse desnecessário, e muito menor, correria o risco de não identificar pequenas irregularidades.

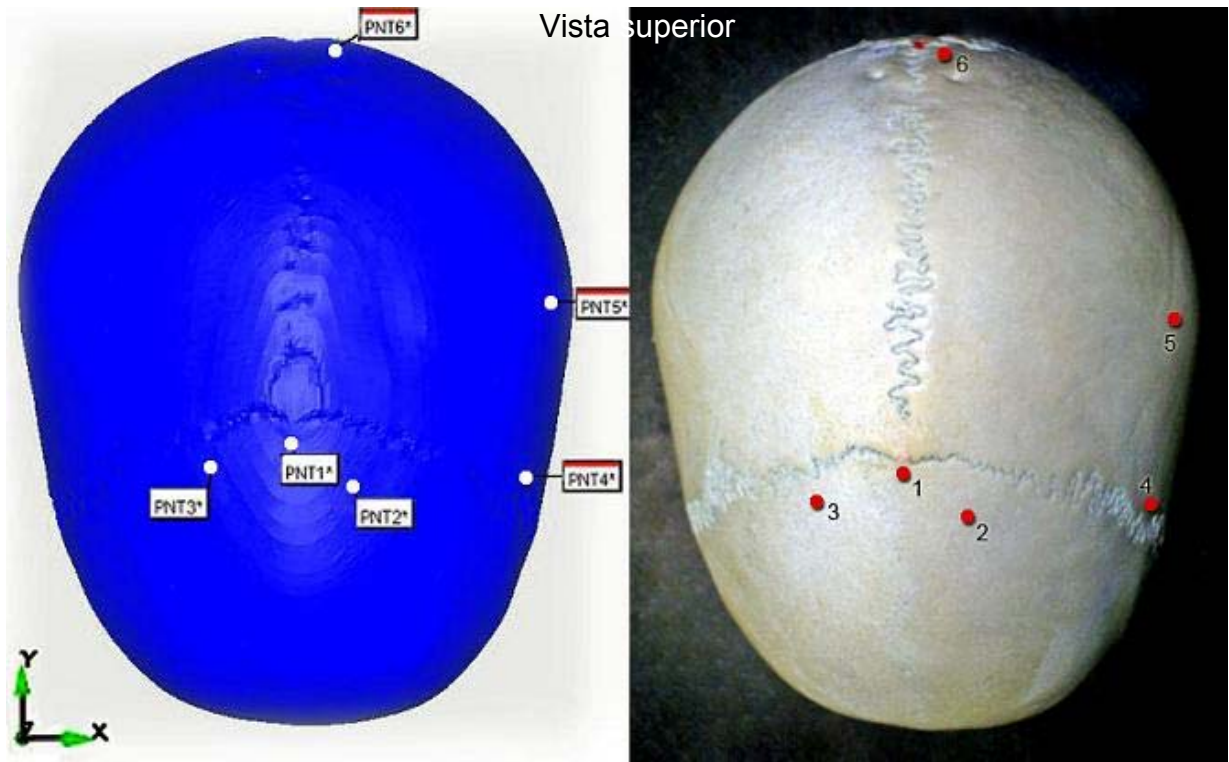


Figura 38 – Ilustração do procedimento de localização grosseira 3-2-1. (à esquerda), pontos definidos sobre o modelo digital; (à direita), os mesmos pontos tocados sobre o crânio seco.

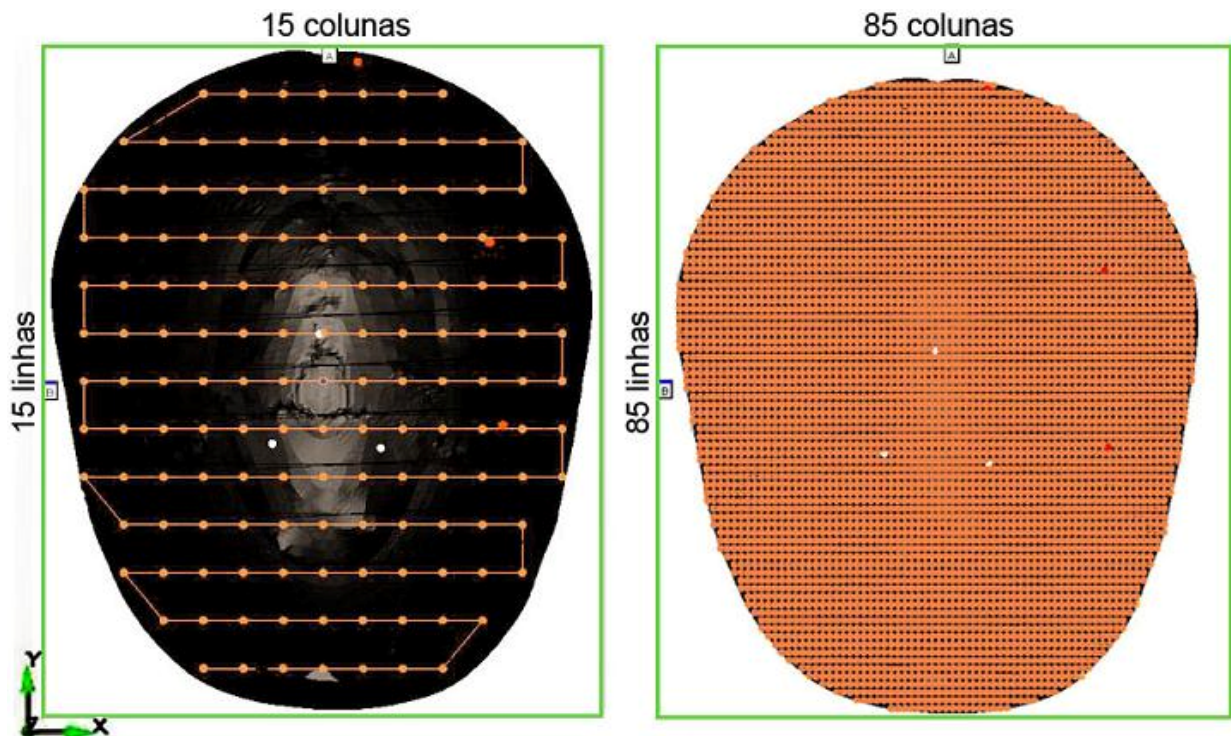


Figura 39 - Distribuição de pontos de sobre o modelo digital. (à esquerda) uma matriz de 15x15 pontos para a localização, (à direita) uma matriz de 85x85 pontos para a medição.

De acordo com o procedimento descrito acima, foram apalpados sobre cada item inspecionado seis pontos para a primeira etapa de localização (3-2-1). Dando continuidade, foram apalpados outros 160 pontos, aproximadamente, seguido de uma localização refinada (*best-fit*) e de um cálculo de erro.

Influenciado pela correção do sistema de coordenadas resultante do *best-fit*, o procedimento foi refeito. Os mesmos pontos agora corrigidos foram apalpados novamente. Um novo *best-fit* foi realizado, seguido de outro cálculo de erro, e o procedimento foi repetido até que a melhor condição de localização fosse encontrada.

Para a inspeção completa, as superfícies foram apalpada por uma grande quantidade de pontos, que são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Ítens inspecionados e número de pontos apalpados

Ítens medidos	número de pontos apalpados
Crânio seco	5326
Superfície externa do molde (cavidade)	5307
Superfície interna do molde (punção)	5286
Superfície externa prótese usinada	4860
Superfície interna prótese usinada	5362
Superfície externa prótese fundida	5319
Superfície interna prótese fundida	5479

3.4.2. Procedimento e ferramenta de avaliação das superfícies

Conforme foi descrito acima, a superfície de cada um dos itens envolvidos foi inspecionada com a apalpação de aproximadamente 5000 pontos.

O software PCDIMS[®] CAD++ registra para cada um dos pontos apalpados, as seguintes informações.

- Coordenadas X, Y e Z teóricas. Ou seja, a coordenada tridimensional do ponto definido sobre o modelo digital.
- Versor da direção de apalpação I, J e K teóricos. Estes, baseados na topologia da superfície do modelo digital indicam a direção de apalpação, fazendo com que o apalpador toque sempre normal à superfície do item.

- Coordenadas X, Y e Z do ponto medido. Essas coordenadas são referentes ao exato posicionamento tridimensional onde o apalpador toca a superfície do modelo fisicamente.
- Valor do “T”. Este valor é o indicativo do erro local (diferença) da superfície medida em relação ao seu respectivo posicionamento no modelo digital. A fórmula para cálculo desse valor pode ser vista na equação (1).

$$T = i(x_m - x_t) + j(y_m - y_t) + k(z_m - z_t) \quad (1)$$

onde:

i, j, k são os versores teóricos da direção de apalpação do ponto;

x_m, y_m, z_m são as coordenadas tridimensionais do ponto medido;

x_t, y_t, z_t são as coordenadas tridimensionais teóricas do ponto teórico.

Com a informação do valor do “T” de cada ponto tocado, foi possível calcular o RMS (valor quadrático médio) de todos os pontos para cada superfície. Esse cálculo, conforme pode ser visto na equação (2), permite analisar o desvio médio do erro dimensional da superfície.

O RMS para uma coleção de N valores $\{x_1, x_2, \dots, x_N\}$ é dado pela seguinte fórmula:

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1} x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}} \quad (2)$$

onde:

x é o valor medido;

N é o número de valores medidos.

O software PCDIMS® CAD++ além de apresentar o valor de “T”, disponibiliza em forma de gráfico a distribuição desses valores sobre a superfície medida. Permitindo dessa forma, localizar regiões problemáticas ou tendências de erro. Essas, e os demais resultados serão comentados na seqüência.

3.4.3. Procedimento de avaliação das dimensões externas

Para que um bom resultado estético seja alcançado um fator importante é produzir uma superfície de contato (prótese/osso) bastante precisa. Essa preocupação pode ser observada em Wehmöller *et al.* (2003), conforme já foi mencionado. Sendo assim, além da análise das superfícies, foram realizadas medições na altura e no contorno externo das duas próteses, objetivando avaliar a sua fidelidade ao modelo digital.

Foram medidas três distâncias em cada prótese: altura, coronal e sagital. As medidas coronal e sagital foram conseguidas da maneira que se segue.

Após a localização delas, foram apalpados pontos a cada 0,5 mm sobre as extremidades do contorno, conforme é ilustrado na Figura 40. Dessa forma, a distância coronal pode ser registrada entre os pontos com maior e menor valor na coordenada “X”, e a distância sagital entre os pontos com maior e menor valor coordenada “Y”.

Para a medição das alturas das próteses, primeiramente foram apalpados 3 pontos sobre a mesa onde as próteses foram fixadas, definindo um plano com a origem em “Z” do sistema de coordenadas. Posteriormente foi definida uma grade de pontos distanciados 0,5mm sobre o topo das próteses, conforme é ilustrado na Figura 41. Dessa forma, a altura das próteses pode ser registrada entre o plano definido e o ponto mais alto apalpado sobre as próteses.

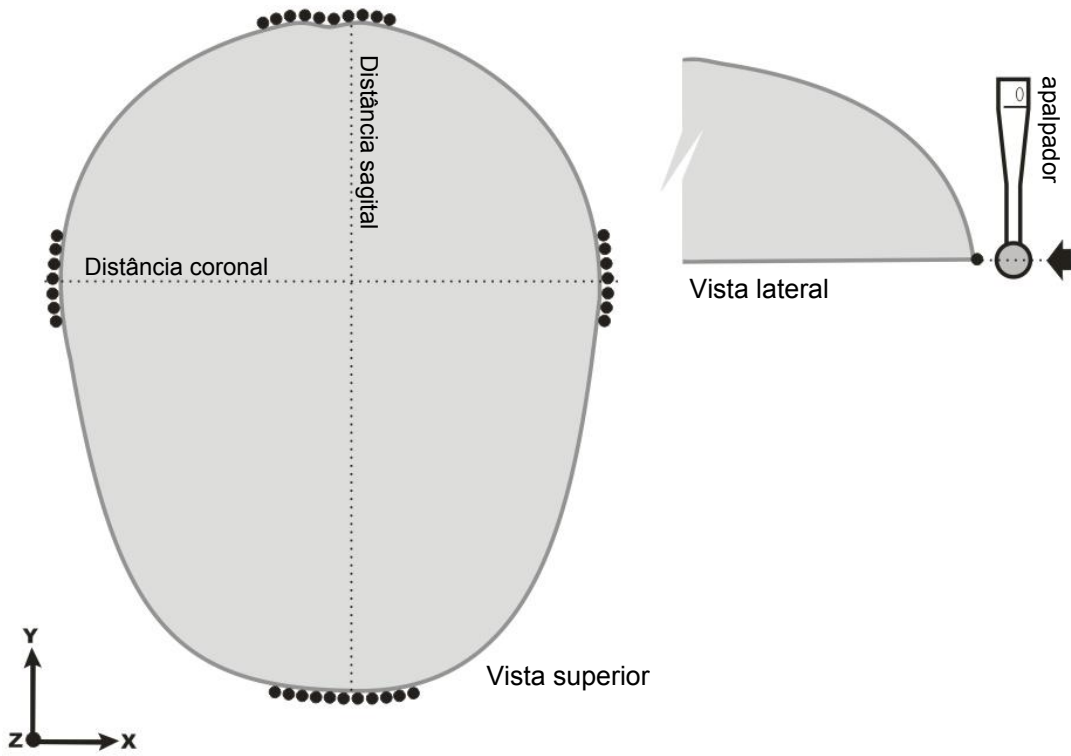


Figura 40 – apalpação dos pontos no contorno das próteses.

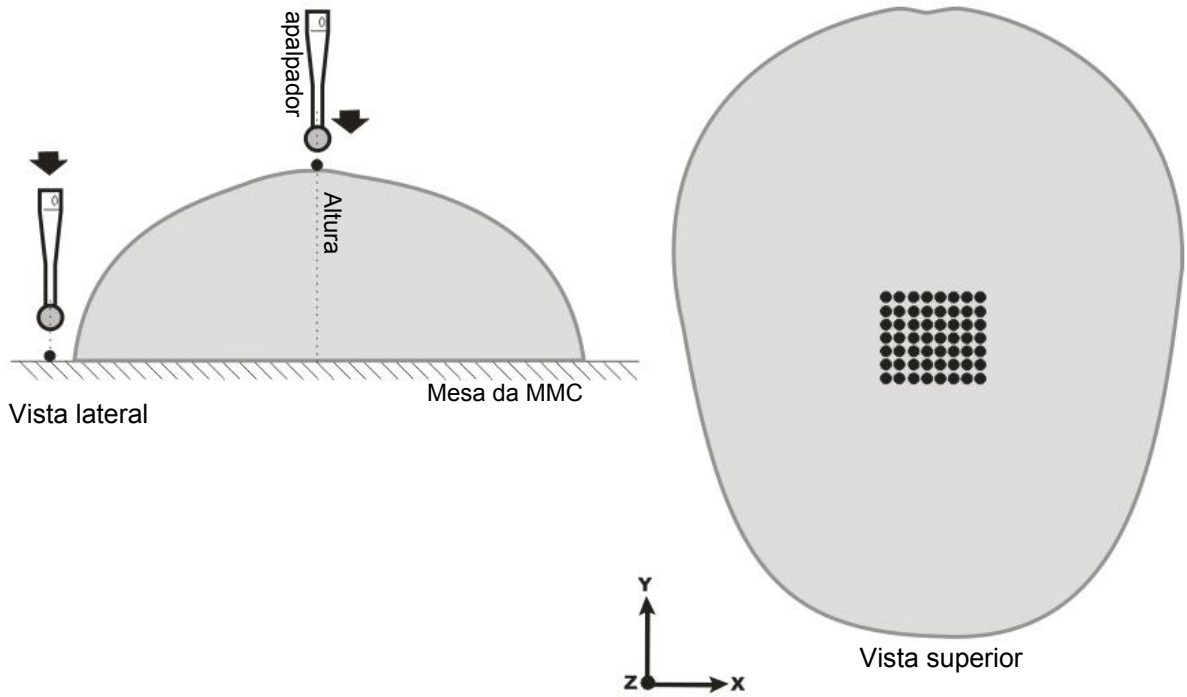


Figura 41 - Apalpação dos pontos para medição da altura das próteses.

Capítulo 4.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

De acordo com os limites descritos no escopo deste trabalho, não existe aqui a pretensão de validar ou não, de acordo com os resultados obtidos, as próteses aqui produzidas para aplicação em vivos. Este capítulo se limita à síntese do estudo exploratório e da avaliação dimensional das duas metodologias propostas.

Procurou reportar-se à literatura corrente, sempre que possível, com o intuito de estabelecer contrapontos, limites e indicar outras direções para interpretações.

Os resultados e discussões são apresentados em três partes. Na primeira, se discute a exeqüibilidade da metodologia proposta de produção de prótese por fundição, observando sua reprodutibilidade desde a fase de manipulação de um modelo digital de uma região do crânio, passando pela fabricação do porta-moldes, pela usinagem do molde em gesso, até as fases de fundição do PMMA e prensagem, onde se avalia o resultado visual da fundição assim como o tempo e custo empregado em cada etapa. Na segunda parte se discute a exeqüibilidade da metodologia de produção de prótese por usinagem direta, focando principalmente nos fatores modificados em relação a metodologia proposta por Bazan (2004). A terceira parte é dedicada aos resultados da avaliação visual e dimensional das duas próteses produzidas, com ênfase na distribuição do erro pela cadeia de fabricação.

4.1. RESULTADO DA FUNDIÇÃO DA PRÓTESE EM MOLDE USINADO

4.1.1. Fabricação do porta-moldes

O porta-moldes foi fabricado seguindo todas as especificações definidas na metodologia, foi possível comprovar sua eficiência nos aspectos que se seguem: O molde em gesso foi alojado eficientemente tanto no porta-moldes (cavidade) como

na sua tampa (punção), sendo que nessa última, a fixação do gesso ao alumínio foi garantida pelas ranhuras e ao rebaixo produzido. A realização do alinhamento e posicionamento do sistema de coordenadas no porta-moldes e na sua tampa também se mostrou eficiente, em decorrência do esquadramento feito nas laterais e superfícies planas de ambos. Outra importante função alcançada pelo porta-moldes foi garantir a fixação no centro de usinagem. Pois no caso da não utilização de porta-moldes, o molde em gesso dificilmente seria fixado mecanicamente, devido a sua baixa resistência.

As dimensões internas do porta-moldes foram suficientes para a usinagem do molde, assim como do canal para acomodar um anel de vedação e de bolsões para conter o excesso de material na fundição.

A escolha do alumínio 5055F para a fabricação do porta-moldes foi considerada como acertada, pelos seguintes fatores: o porta-moldes apresentou boa resistência à fixação na morsa, foi de fácil usinagem, esquadramento e rosqueamento. O custo do material foi de R\$ 124,00 o que pode ser considerado baixo, pois pode-se esperar uma vida elevada para ele. A única característica desse material ainda não analisada é seu comportamento em água, caso seja adotada a utilização de acrílico termo-polimerizável.

4.1.2. Preparação do molde em gesso

No momento da preparação do molde, decidiu-se utilizar dois postigos para diminuir a quantidade de gesso e conseqüentemente as operações de desbaste. Na Figura 42 é possível observar esse resultado. Porém, isso é mencionado aqui apenas como sugestão e não entra como parte da metodologia.

Após a preparação do gesso e acomodação no porta-moldes, foi deixado solidificar por 3 horas. Apesar das recomendações do fabricante ser em apenas 45 minutos, foi decidido esperar um tempo maior devido o gesso aparentar ainda um excesso de umidade, o que poderia comprometer a usinagem. Por fim, o gesso utilizado no trabalho apresentou uma baixíssima porosidade e uma homogeneidade muito boa.

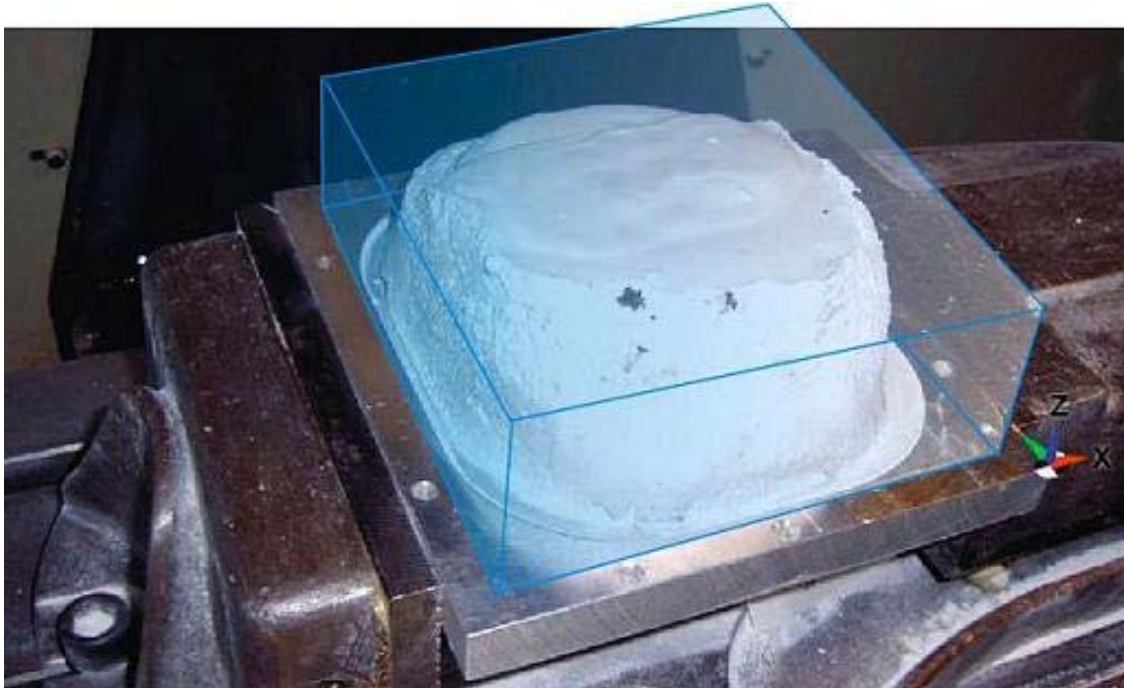


Figura 42 - Simulação da economia de gesso proporcionada pelo uso do postigo na preparação do punção.

4.1.3. Usinagem do molde em gesso

Uma operação de faceamento, precedendo a usinagem do molde foi necessária para a remoção do gesso que excedia o porta-moldes. Conforme pode ser visto na Figura 43, esse faceamento garantiu ao gesso uma superfície plana e alinhada com a parte superior do porta-moldes, sendo ela a responsável pelo bom fechamento do mesmo.

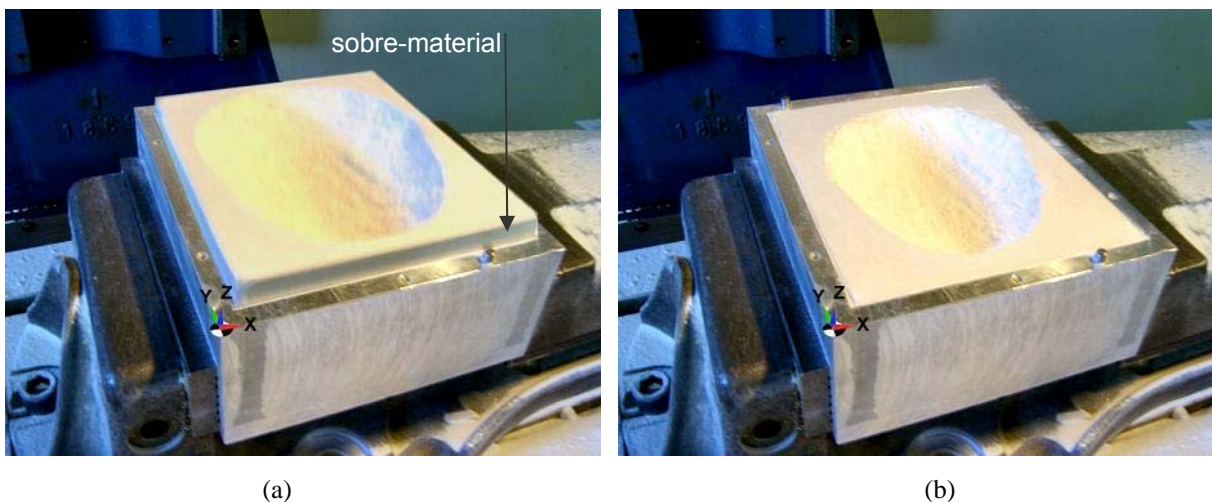


Figura 43 - Porta-molde preenchido com gesso, fixo em uma morsa, alinhado e já com o sistema de coordenadas definido. Em (a) antes do faceamento, em (b) após o faceamento.

A operação de faceamento, assim como as demais etapas de desbaste e acabamento, mostrou que o gesso apresentou boa usinabilidade, a qual pôde ser comprovada por:

- não necessitar o uso de fluido de corte (nem mesmo para a remoção de cavaco), o que é excelente do ponto de vista da contaminação das próteses;
- utilizarem-se valores elevados de velocidades de corte (V_c) e de avanço (V_f); porém, uma otimização faz-se necessária;
- apresentar bons resultados no acabamento das superfícies, observado em algumas marcas anatômicas do crânio (cf. Figura 44); deve-se também ressaltar que esses resultados foram encontrados apesar do uso de um ferramental não dedicado, já que empregou-se o mesmo recomendado para o fresamento de metais;
- não apresentar ‘empastamento’ das arestas de corte, o que poderia causar danos tanto ao material como à superfície usinada.

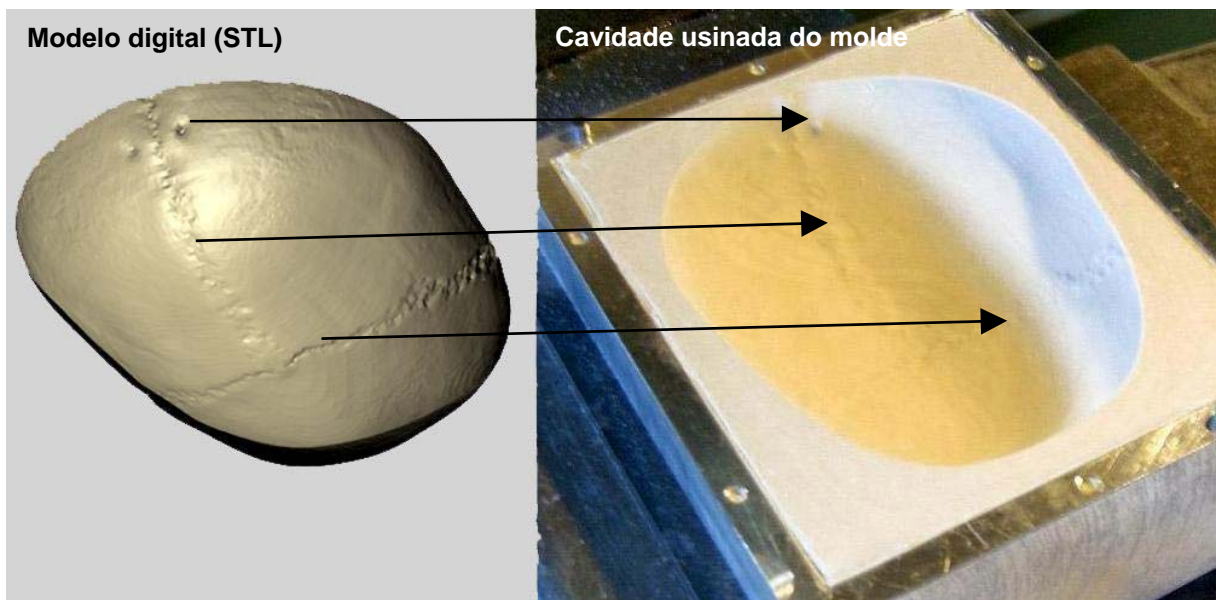


Figura 44 - Marcas anatômicas reconstruídas no molde de gesso

A operação de desbaste da superfície externa do molde foi realizada em duas etapas, conforme estratégia descrita na seção 3.2.2.3. Ao término da primeira etapa, a superfície apresentou um aspecto de degraus, motivada pela geometria de

topo reto da ferramenta utilizada, assim como, pelo alto valor de (ap) permitido pela baixa resistência do material. A Figura 45 ilustra o resultado.

A primeira etapa removeu praticamente todo o material excedente, deixando apenas um sobre-material de 2 mm da superfície acabada, dessa forma, a segunda operação foi muito mais rápida que a anterior, cerca de 5 minutos do total dos 35 minutos gastos em toda a operação de desbaste. Esse baixo tempo de usinagem foi conseguido pelo desbaste apenas no contorno²⁶, e pela duplicação da V_f . A segunda etapa do desbaste teve como objetivo desfazer os degraus produzidos na superfície pela etapa anterior. Isso foi conseguido com sucesso devido ao incremento da ferramenta (na direção do eixo “Z”) ter sido intercalado com o incremento usado na etapa anterior. Conferir Figura 46, onde é ilustrado o resultado dessa estratégia.

O resultado final do desbaste foi uma superfície com pouca irregularidade e com um sobre-material de apenas 0,5 mm da superfície acabada. Este sobre-material foi posteriormente retirado na operação de acabamento por uma fresa de pequeno diâmetro (4 mm).

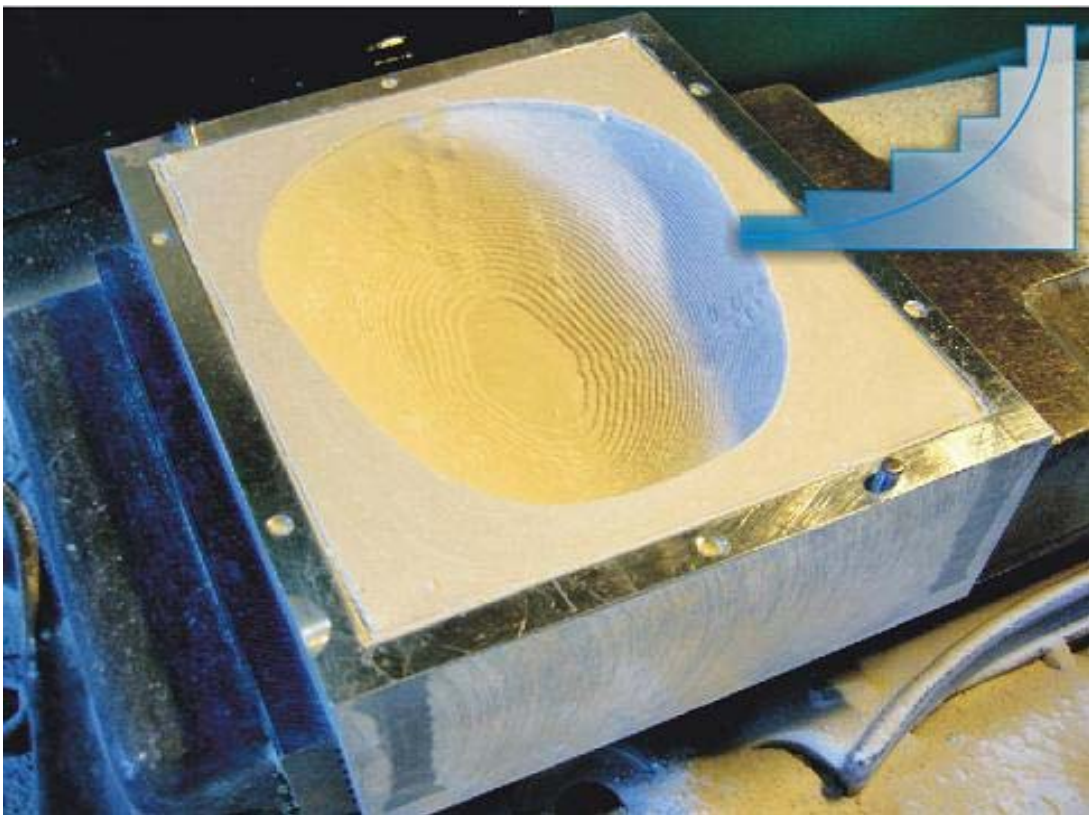


Figura 45 – Resultado da primeira operação de desbaste com limpeza de área e formação de degraus.

²⁶ A segunda etapa de desbaste foi realizada apenas no contorno pois a limpeza de área foi feita na etapa anterior.

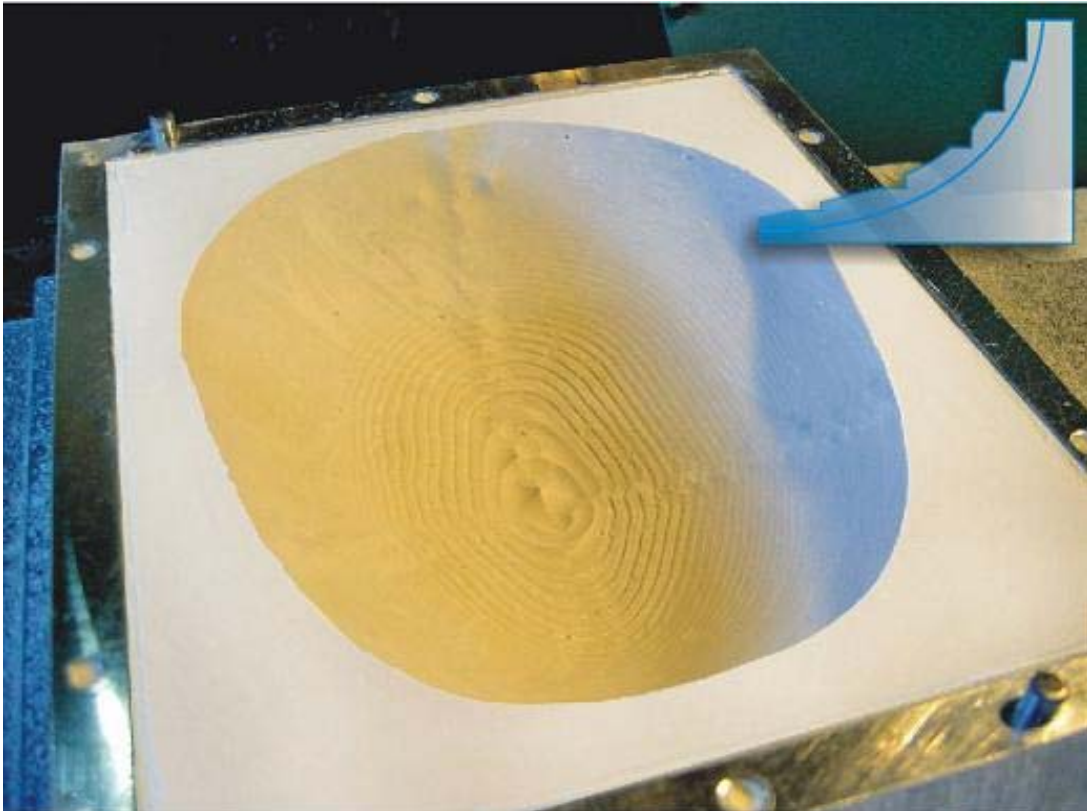


Figura 46 - resultado da segunda operação de desbaste no contorno, com suavização dos degraus e 0,5mm de sobre-material.

Assim como a operação de desbaste, o acabamento também foi dividido em duas etapas, de acordo com o planejamento feito na seção 3.2.2.4. A concavidade da superfície externa sugere que nas regiões de alta inclinação, em relação ao eixo “Z” do centro de usinagem, a estratégia de “Z constante” produz um maior “efeito escada” no acabamento. A menos que o valor de (a_p) (na direção do eixo Z) seja muito baixo. Entretanto, essa alteração influenciaria diretamente no aumento do tempo de usinagem. Sendo assim, a decisão de dividir a superfície externa em duas diferentes estratégias de usinagem se apresentou como uma boa alternativa.

Na primeira etapa a estratégia de Z constante foi aplicada até uma profundidade de Z-32mm, (ver Figura 47). O resultado dessa primeira etapa foi um acabamento superficial muito bom, sem nenhum degrau ou marca de ferramenta visível. Claro que influenciado também pelo baixo valor (a_p) utilizado (cf. seção 3.2.2.4).

A segunda etapa do acabamento foi aplicada na região central da superfície, pois a inclinação em relação ao eixo Z é alta (quase perpendicular). Uma estratégia de varredura com “Y constante”, (ver Figura 48) foi aplicada a partir do Z-32mm (na

direção do eixo “Z”), onde a inclinação da superfície aumenta gradativamente. Foi utilizado o mesmo valor de (ap) da estratégia anterior para que houvesse igualdade no acabamento.

O resultado final do acabamento da cavidade do molde (superfície externa da prótese) foi considerado muito bom. A aplicação das duas diferentes estratégias se mostrou eficaz pelo excelente acabamento gerado. Assim como, a utilização de uma ferramenta de acabamento com pequeno diâmetro permitiu que pequenos detalhes da superfície fossem reproduzidos. Resultado que refletiu na fundição.

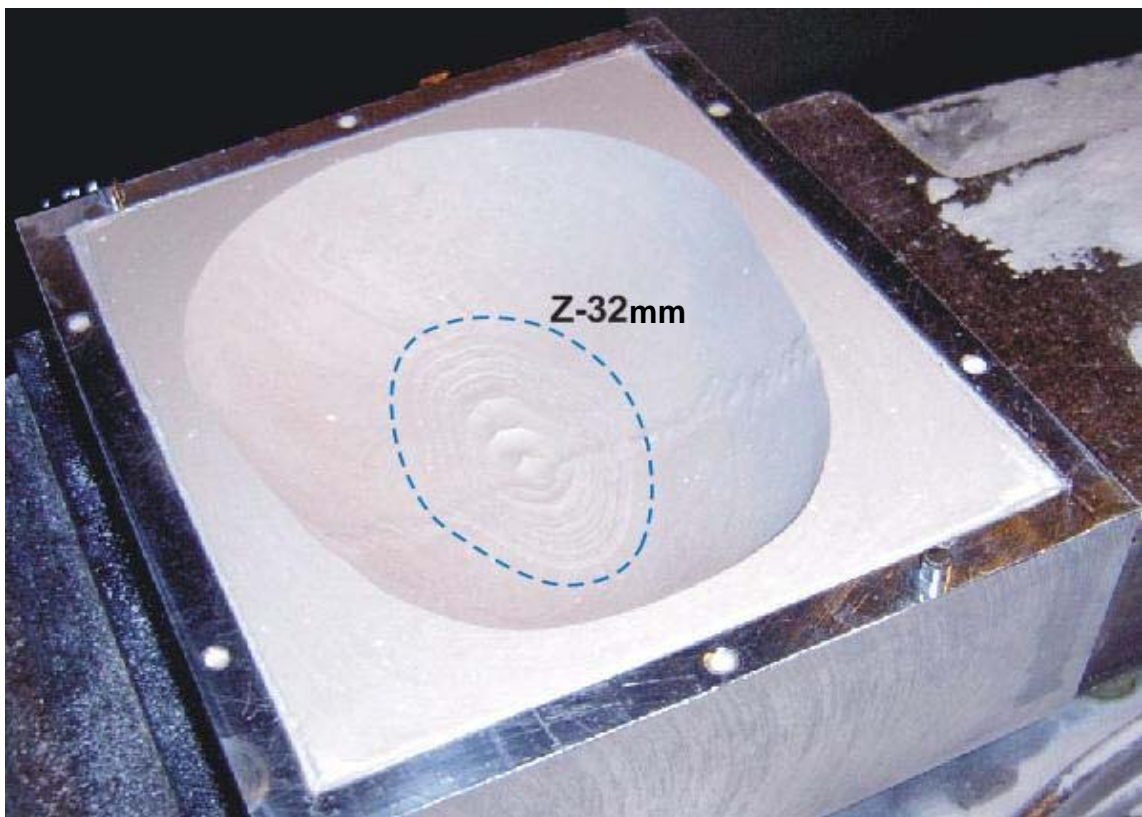


Figura 47 – resultado da primeira operação de acabamento com estratégia de “Z constante”, até Z-32 mm.

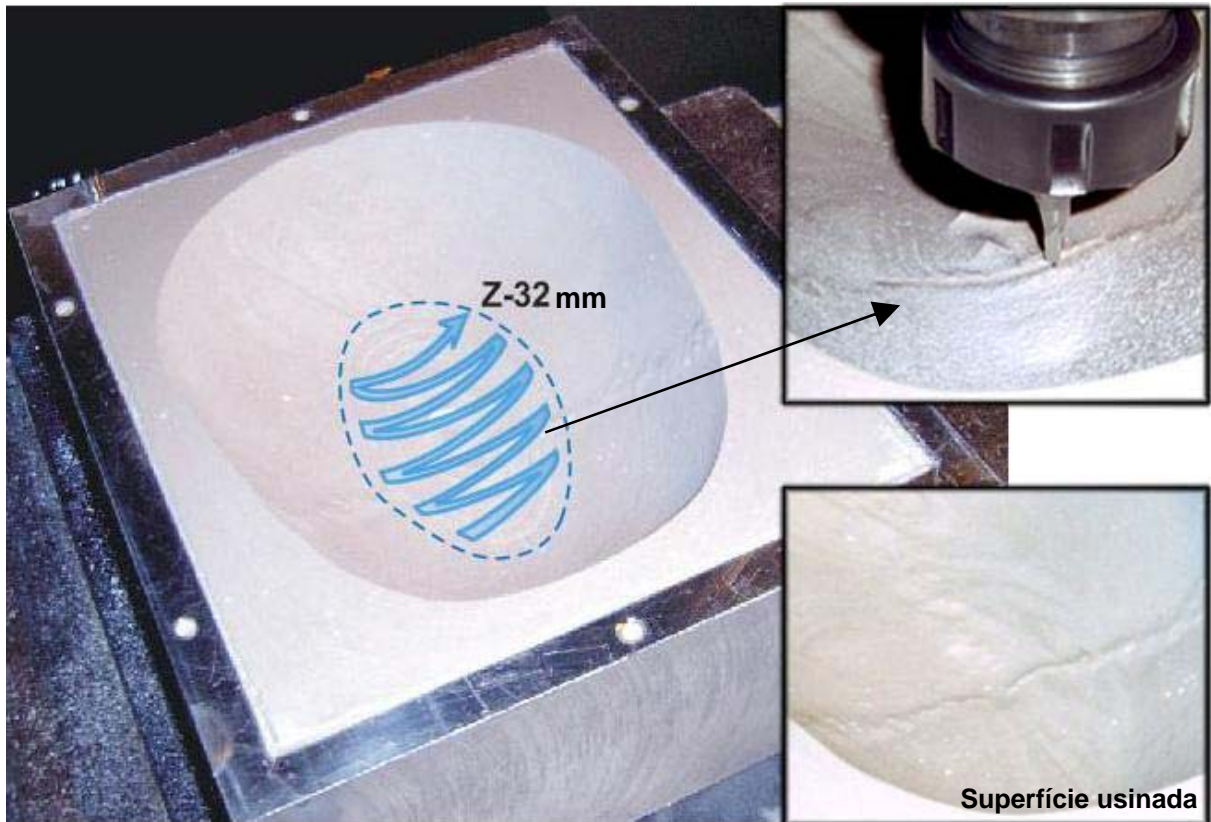


Figura 48 - Segunda operação de acabamento com estratégia de “varredura com incremento em Y” a partir de Z-32mm.

Motivado pelo bom resultado conseguido na usinagem da cavidade do molde, uma estratégia semelhante foi aplicada na usinagem do punção (superfície interna da prótese). A operação toda de desbaste consumiu 55 minutos de tempo de usinagem, tempo 20 minutos maior do que o consumido na usinagem da cavidade. Isto é devido ao punção ter uma maior quantidade de material a ser removido. Na Figura 49 é ilustrada a primeira etapa de desbaste e a Figura 50 a segunda, onde o resultado foi uma superfície sem grandes irregularidades e com 0,5 mm de sobre-material.

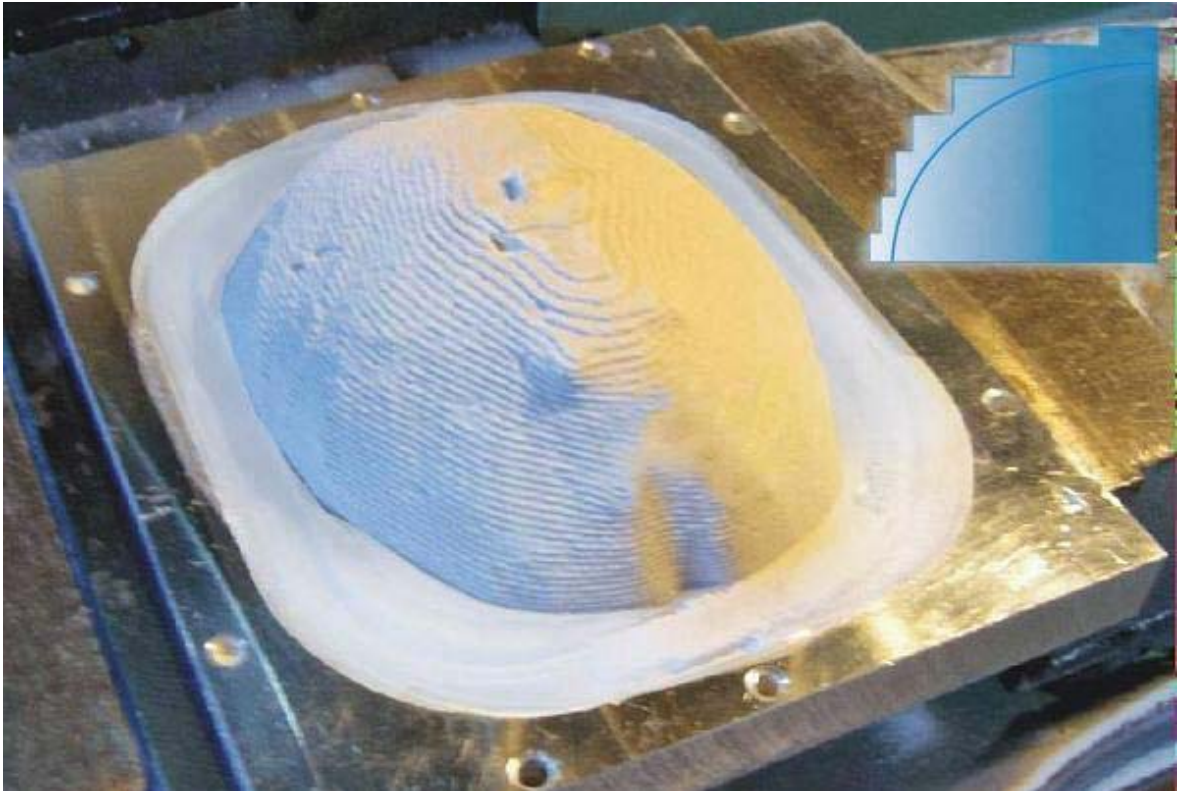


Figura 49 – Resultado da primeira operação de desbaste com limpeza de área e formação de degraus na superfície.



Figura 50 - Resultado da segunda operação de desbaste no contorno, desfazendo os degraus e deixando 0,5mm de sobre-material.

Na operação de acabamento do punção houve a necessidade de uma terceira etapa em relação à aquelas utilizadas na usinagem da cavidade. Isso foi motivado pela região de encontro da superfície do punção com a base plana da tampa. Para tal, a utilização de uma ferramenta de topo reto com $\varnothing 4$ mm permitiu a continuidade do nível de acabamento conseguido nas demais regiões. Nas Figura 51 à 53 são ilustradas as estratégias de usinagem utilizadas.



Figura 51 – Resultado da primeira etapa de acabamento com estratégia de “Z constante”.



Figura 52 - Segunda etapa de acabamento com estratégia de "varredura com incremento em Y".



Figura 53 - Terceira etapa de usinagem do acabamento com fresa de topo reto

4.1.4. Moldagem

Após 5 minutos da mistura do monômero com o co-polímero já foi possível observar um alto nível de polimerização, devido a um aumento da viscosidade. Foi esta condição que indicou o fechamento do molde. Em testes anteriores, uma quantidade semelhante de polímero foi preparada, porém, uma viscosidade semelhante a este caso foi conseguida apenas depois de 12 minutos. Pelo fato do experimento onde a polimerização foi mais rápida ter sido realizado em um momento de temperatura muito mais elevada que no outro caso, demonstra que a alta temperatura ambiente no momento da mistura influi diretamente na diminuição do tempo de polimerização.

Devido ao cuidado no momento do fechamento do porta-moldes, boa parte do excesso de PMMA fluiu para os bolsões criados com esse propósito. Apenas uma pequena quantidade fluiu para fora do porta-moldes. Porém, nada que compromettesse o fechamento do molde.

Para que o completo fechamento do molde ocorresse foi aplicada uma carga com auxílio de uma prensa hidráulica, fazendo com que o anel de vedação fosse contraído permitindo que a superfície plana superior do porta-moldes encostasse na superfície plana da sua tampa. A carga aplicada não foi controlada, devido a um problema no manômetro da prensa. Supõem-se que a força de fechamento tenha sido excessiva, pois provocou uma pequena trinca no molde, o que comprometeu a moldagem de uma pequena região da superfície interna da prótese. A sugestão é que a carga aplicada seja controlada, e suficiente apenas, para o fechamento do porta-moldes e a manutenção de uma pressão positiva.

A abertura do porta-moldes foi facilitada devido às alças construídas nas laterais da sua tampa, (cfr. Figura 12). A desmoldagem das duas superfícies ocorreu também sem maiores problemas, conservando o molde intacto. Isso é creditado à aplicação prévia do desmoldante.

No caso de uma reaplicação dessa metodologia submetida a uma preocupação de esterilidade, biocompatibilidade ou contaminação da prótese durante a cadeia de produção, o desmoldante utilizado nesse trabalho pode comprometer esses resultados. Entretanto, se o uso não é considerado essencial, pelo fato dessas próteses serem individualizadas e o molde depois de usado pode

ser descartável. A utilização do gesso na fabricação desses moldes contribui também para isso, já que o gesso pode ser facilmente destruído para a retirada da prótese.

No aspecto geral, o resultado visual da fundição pode ser considerado bom. Salvo pequenas falhas de preenchimento no contorno na prótese o restante da superfície apresentou um bom acabamento e detalhamento, de forma que marcas anatômicas podem ser observadas. O resultado da prótese fundida é ilustrado na Figura 54.

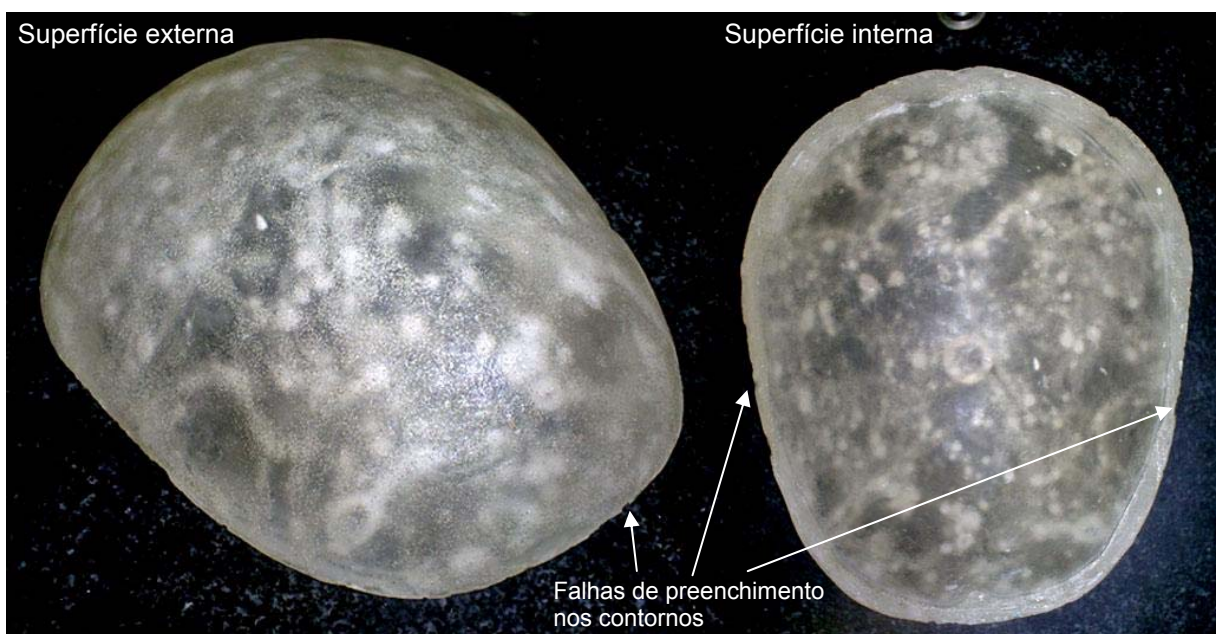


Figura 54 - Resultado da fundição da prótese.

4.2. RESULTADO DA FABRICAÇÃO DE PRÓTESE POR USINAGEM DIRETA

4.2.1. Preparação do bloco de acrílico

A reação de polimerização dentro da câmara de pressurização ocorreu normalmente. Passadas 5 horas em que o PMMA ficou no interior da câmara, ele foi retirado e foi possível constatar a polimerização completa, apresentou praticamente nenhuma bolha em seu interior, o que sugere que a pressão pode ser ligeiramente

maior em uma próxima polimerização, talvez 60lb (aproximadamente 4 atm). O bloco polimerizado e desmoldado é ilustrado na Figura 55.



Figura 55 – Bloco de PMMA polimerizado e desmoldado.

Durante a fabricação do bloco acrílico foi observado que ao polimerizar, o PMMA sofre uma leve contração, o sólido formado era tridimensionalmente um pouco menor que o volume total da mistura. No momento do dimensionamento do molde houve o receio de se obter um sólido menor que o desejado, devido à contração durante a polimerização. Para compensar essa prevista contração e para a realização do esquadrejamento foi estipulado um sobre-material de cerca de 10mm nas laterais e de 15 mm na altura, em relação ao tamanho da prótese acabada.

Porém, após a solidificação do bloco, foi observada uma contração da ordem de apenas 1 mm em cada direção do bloco. Uma maior contração é observada na região central do bloco, na figura Figura 56 é ilustrado o rexeupe. Felizmente, para o fim a que se destinou esse bloco, essa contração não interferiu, pois o formato da contração acompanhou o formato da parte interior da prótese, no lugar onde se encontra a contração foi usinado a cavidade da prótese.

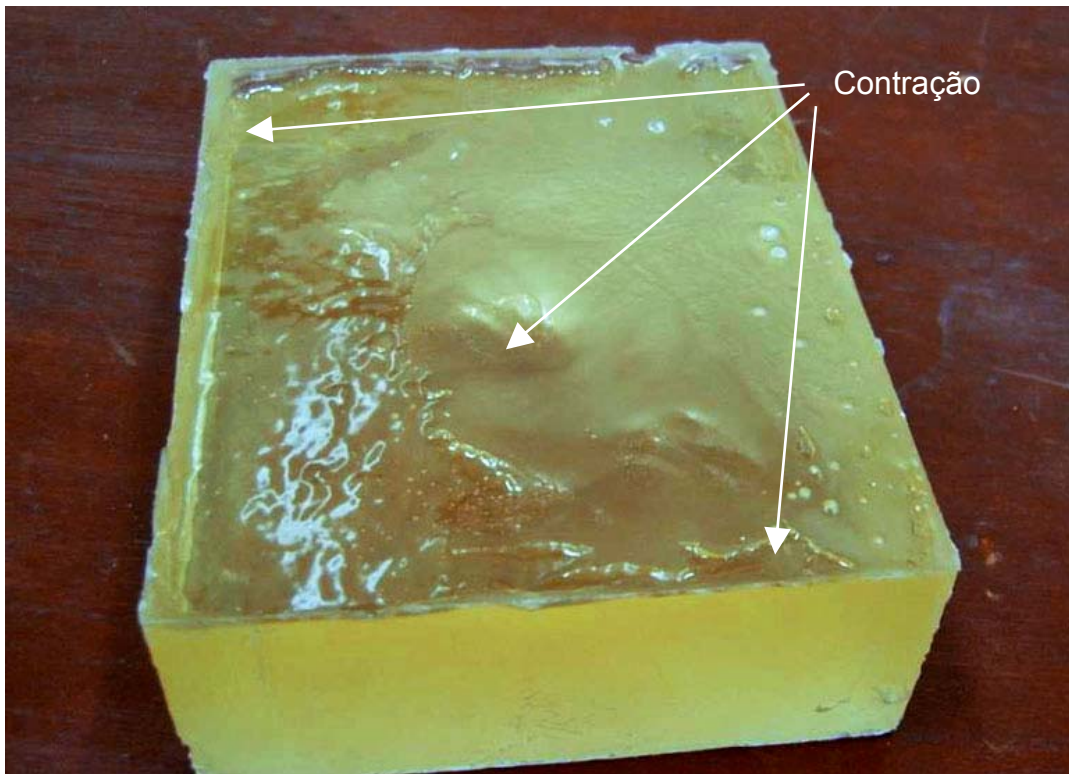


Figura 56 – Irregularidades na polimerização do bloco de PMMA, ocorridas na superfície livre (superior) do molde.

4.2.2. Usinagem da prótese

O esquadreamento do bloco acrílico foi fundamental para garantir um bom resultado de alinhamento e definição do sistema de coordenadas.

A primeira operação de usinagem foi de um rebaixo (cf. seção 3.3.3) que resultou na superfície plana da prótese, 5 mm abaixo da superfície superior do bloco esquadreado. A partir dessa superfície foi possível usinar toda a parte interna da prótese. A investigação de uma estratégia de usinagem mista²⁷ obedeceu também a uma sugestão descrita por Bazan (2004, p.96).

Apesar das diferentes propriedades entre o gesso e o PMMA, os mesmos parâmetros de usinagem foram utilizados, sendo possível comprovar em todas as etapas da usinagem a sua boa usinabilidade, indo de acordo com o que descreve Bazan (2004, p.97), assim como, pelas características semelhantes apresentadas na

²⁷ Foi considerada uma usinagem mista pelo fato de utilizar sobre uma mesma superfície diferentes

usinagem do gesso (cf. Seção 4.1.3). A principal diferença observada na usinagem de ambos, foi no cavaco produzido. O PMMA nas diversas operações realizadas produziu cavacos em forma de fitas curtas ou lascas, conforme ilustrado nas Figura 57 à Figura 66, enquanto o gesso apresentou comportamento frágil gerando cavacos em pó, conforme ilustrado nas Figura 45 à Figura 53.

Terminada a usinagem do rebaixo e da subsequente superfície interna da prótese, o bloco de PMMA foi reposicionado agora com a superfície superior para baixo, de acordo com o planejamento descrito na seção 3.3.6. A fixação realizada por meio de uma cola de secagem rápida foi bastante eficiente. Entretanto, isto é creditado a existência de uma superfície plana no bloco, a qual pode ser colada sobre uma base metálica muito bem retificada. Essa montagem, (cf. Figura 30) posicionou a superfície plana produzida na usinagem do rebaixo 5mm acima da base retificada o que permitiu após a usinagem da superfície externa o desprendimento da prótese em relação ao restante do bloco. Caso essa estratégia não possa ser reaplicada para uma geometria diferente torna-se necessário um maior aprofundamento sobre outras técnicas de fixação.

Na Figura 57 é ilustrado o rebaixo usinado com detalhe ao cavaco em forma de fitas curtas. Na Figura 58 é ilustrada a primeira operação de desbaste da superfície interna. Nessa etapa foi usada uma (v_f) menor do que nas demais, e um maior valor de (ap), culminando com uma grande retirada de sobre-material. Na Figura 59 é ilustrada a segunda operação de desbaste da superfície interna. Essa etapa melhorou a superfície do desbaste e resultou em um sobre-material de 0,5mm da superfície acabada.



Figura 57 - Usinagem do rebaixo com 5mm abaixo da superfície superior do bloco. Detalhe ao cavado obtido.



Figura 58 – Primeira etapa de desbaste da superfície interna. Detalhe ao cavaco obtido.



Figura 59 – Segunda etapa do desbaste no contorno, com suavização dos degraus e 0,5mm de sobre-material.

Na Figura 60 é ilustrada a primeira etapa de acabamento da superfície interna. Nessa foto pode ser observado o bom acabamento superficial produzido pela fresa de topo esférico de $\varnothing 4\text{mm}$, assim como, a pequena quantidade de sobre-material retirado, gerando cavacos em forma de pequenas lascas. Na Figura 61 é ilustrada a segunda etapa de acabamento da superfície interna. Essa etapa foi usinada com uma estratégia diferente; entretanto, deu continuidade ao bom acabamento produzido na etapa anterior.



Figura 60 – Primeira etapa de acabamento da superfície interna, com estratégia de “Z constante”.

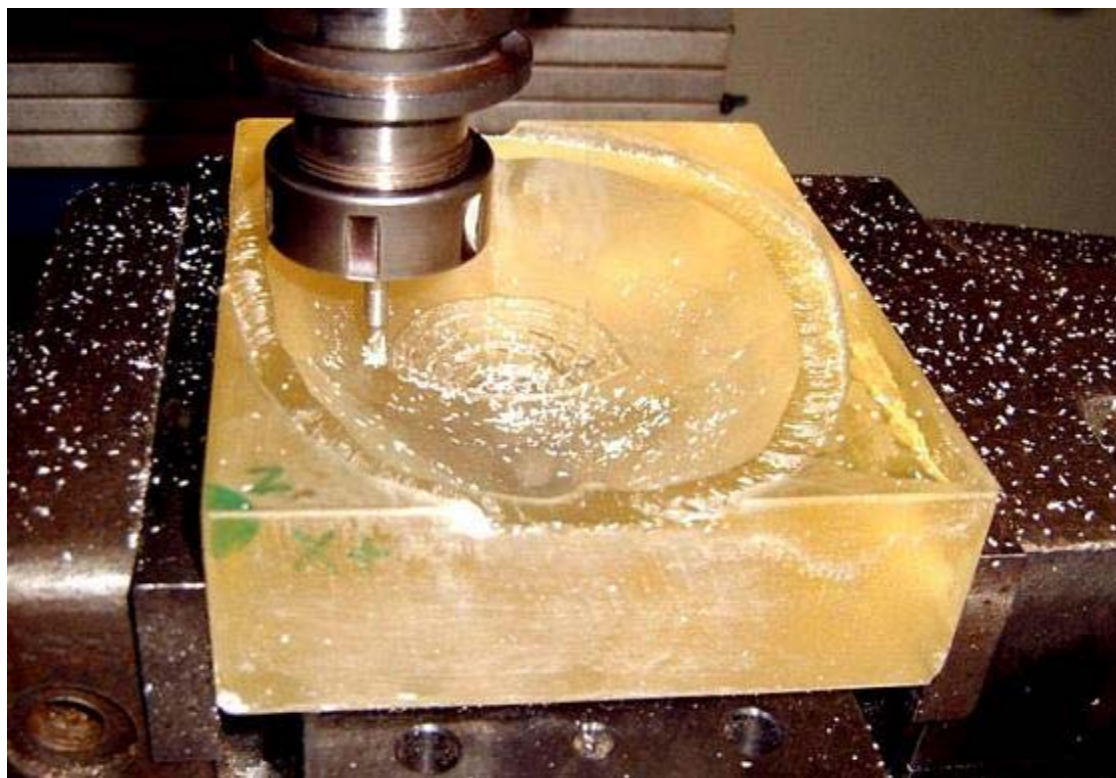


Figura 61 – Segunda etapa de acabamento da superfície interna com estratégia de “varredura com Y constante”.

A Figura 62 apresenta o bloco de PMMA já posicionado sobre sua segunda fixação, e com a primeira etapa de desbaste da superfície externa sendo usinada.

Na Figura 63, fica evidente a grande quantidade de material removida na primeira etapa do desbaste, e ilustra a segunda etapa sendo realizada. Nessa etapa foi melhorada a superfície do desbaste e resultou em um sobre-material de 0,5mm.

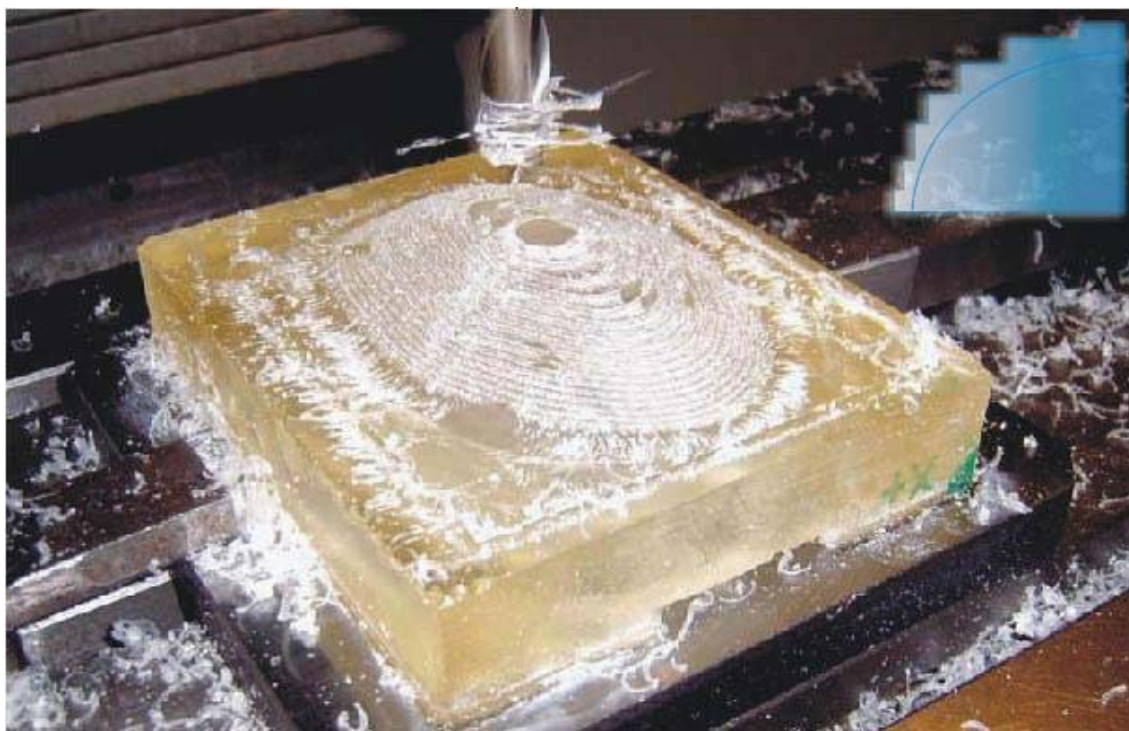


Figura 62 – Primeira etapa de desbaste da superfície externa com limpeza de área a formação de degraus na superfície.



Figura 63 - Segunda etapa de desbaste da superfície externa com suavização dos degraus com sobre-material resultante de 0,5mm.

Na Figura 64 é possível observar o bom resultado de acabamento produzido com a estratégia de “Z constante”. Na Figura 65 é ilustrada a continuidade do bom acabamento produzido agora no topo da superfície externa, por meio da estratégia de “varredura com Y constante”. Na Figura 66 é ilustrada a terceira etapa de acabamento da superfície externa. Nessa operação (cf. seção 3.3.8), foi utilizada a estratégia de “Z constante” com um baixo (ap), dessa forma, no fim da última passada da fresa, a prótese se despreendeu do restante do bloco. Isso foi possível, devido a usinagem do rebaixo produzido na primeira etapa de usinagem.



Figura 64 – Primeira etapa de acabamento da superfície externa com estratégia de “Z constante”.

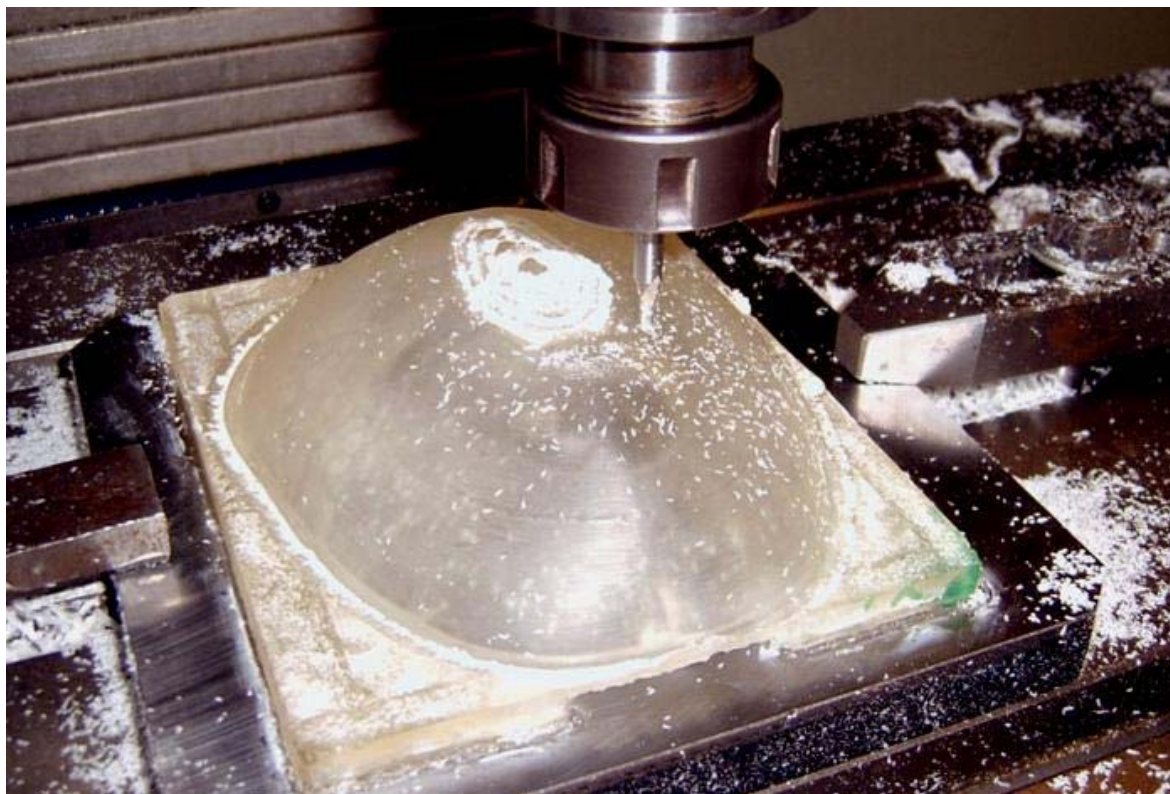


Figura 65 - Segunda etapa de acabamento no topo da superfície externa com estratégia de “varredura com Y constante”.



Figura 66 - Terceira etapa de acabamento para desprendimento da possível prótese do restante do bloco, estratégia de “Z constante” com ferramenta de topo reto.

Por fim, o bom resultado da usinagem é apresentado nas Figura 67 e 68, onde podem ser observados os detalhes do modelo digital, reproduzidos pela usinagem. O bom resultado de acabamento alcançado com a usinagem é creditado à boa relação de estratégia de usinagem, geometria e diâmetro de ferramenta e parâmetros de usinagem, principalmente o baixo valor de (ap).

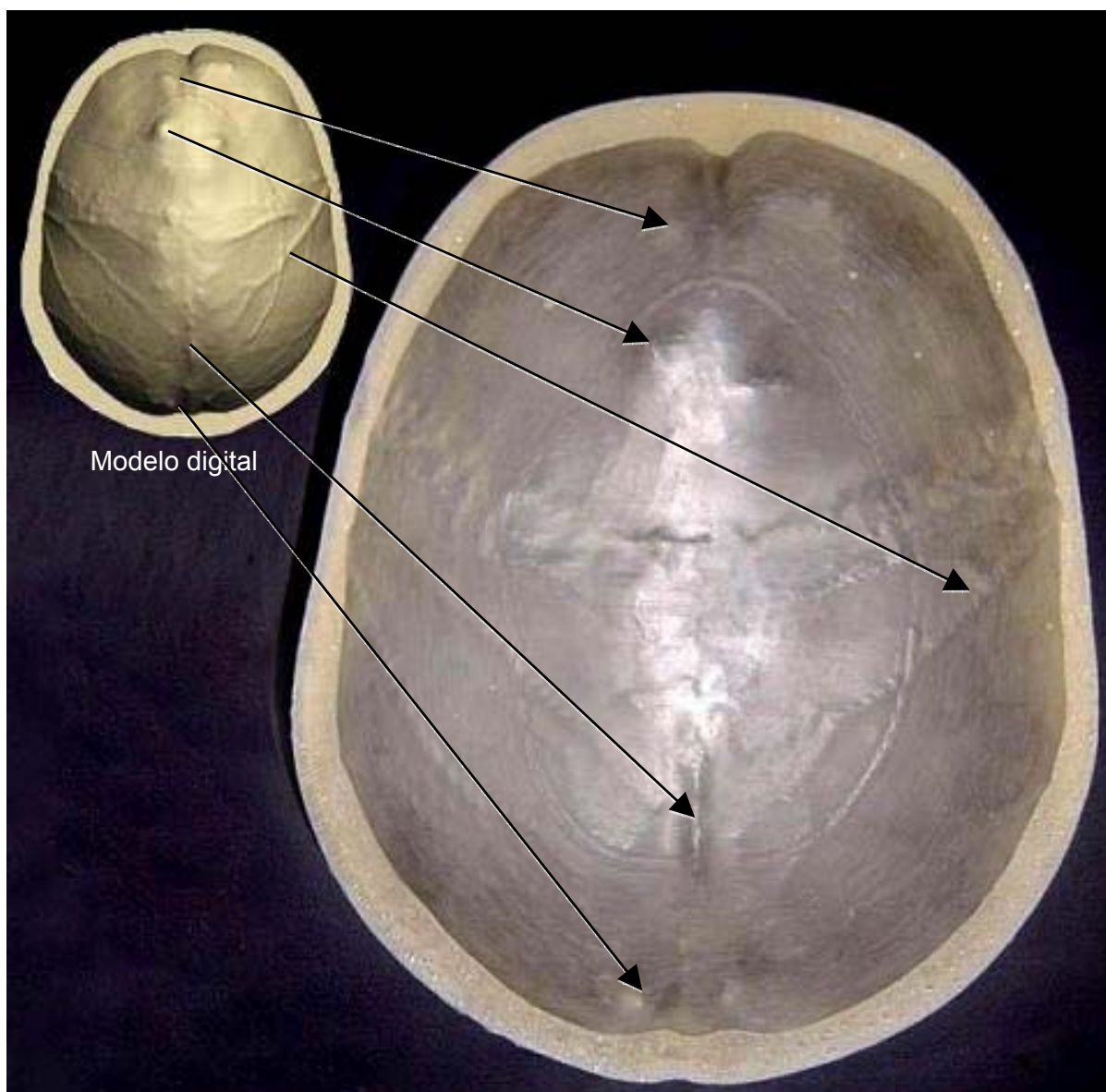


Figura 67 – Análise visual do acabamento interno da prótese usinada.

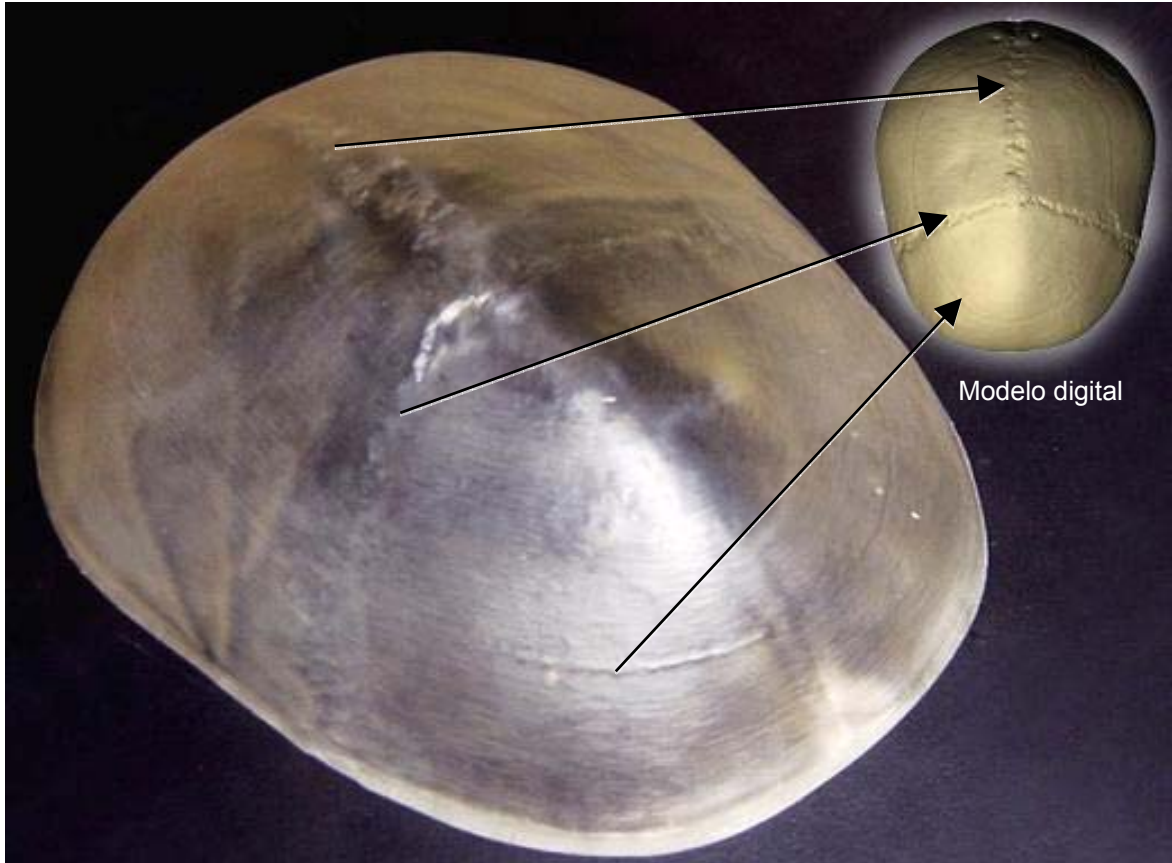


Figura 68 - Análise visual do acabamento externo da prótese usinada.

4.3. APONTAMENTO DE CUSTO E TEMPO EMPREGADO NA FABRICAÇÃO DAS PRÓTESES

Conforme foi descrito no Capítulo 2, as grandes vantagens da produção pré-operativa é a diminuição do tempo cirúrgico o qual diminui os riscos de infecção devido a possibilidade de produção da prótese previamente. Entretanto, o tempo que o paciente pode esperar pela fabricação de uma prótese pode variar muito, de acordo com o tipo, local e gravidade da lesão. Sendo assim, julga-se importante considerar o tempo total empregado na produção de uma prótese para este fim.

Os tempos para cada uma das duas metodologias estão registrados nas tabelas 2 e 3.

Pode ser observado que o tempo total gasto para a fabricação da prótese por fundição em molde foi de 685 minutos, (aproximadamente 11 horas e meia), tempo muito próximo do empregado na fabricação por usinagem direta, onde foram gastos 630 minutos (aproximadamente 11 horas). Porém, esses tempos foram

somados considerando operações seqüenciais, quando na prática algumas operações podem ser realizadas em paralelo, ou já estarem previamente prontas, como por exemplo: blocos acrílicos já solidificados em várias dimensões.

É importante registrar também, que esses valores são referentes apenas a fabricação propriamente dita (preparação e fabricação), onde não foi considerado o tempo de projeto e planejamento. Assim como, não foi possível obter informações do tempo empregado na etapa de modelagem realizada por Bazan (2004), para que o tempo empregado em toda a cadeia de produção pudesse ser estipulado. Além disso, os tempos apresentados nas tabelas a seguir, não são os únicos valores possíveis, sendo que parâmetros podem ser estudados e otimizações podem ser feitas, como por exemplo, o tempo de pressurização empregado na fabricação do bloco de PMMA, o tempo de secagem do gesso, assim como os parâmetros de usinagem.

Tabela 2 - Tempo empregado na fabricação da prótese por fundição em molde

Etapa	Tempo de preparação (min)	Tempo de trabalho (min)
Mistura do gesso	15	20
Espera para secagem	-	180*
Faceamento da superfície superior para alinhamento	10	20
Desbastes da cavidade do molde	15	35
Acabamentos da cavidade do molde	15	45
Desbastes do punção do molde	30	55
Acabamento do punção do molde	5	40
Usinagem dos bolsões e do canal pra vedação	15	20
Preparação do acrílico	15	15
Prensagem	15	120
TEMPO TOTAL P/ PRODUZIR POR FUNDIÇÃO EM MOLDE	135	550

Tabela 3 - Tempo empregado na fabricação da prótese usinada

Etapa	Tempo de preparação (min)	Tempo de trabalho (min)
Mistura do em acrílico	15	30
Pressurização	-	300*
Esquadreamento do bloco acrílico	15	15
Usinagem do rebaixo	15	10
Desbastes da superfície interna	10	25
Acabamentos da superfície interna	5	40
Desbastes da superfície externa	60	35
Acabamento da superfície externa	10	45
TEMPO TOTAL PARA PRODUZIR POR USINAGEM DIRETA	130	500

* tempo estipulado sem critério não devendo servir como parâmetro. A sugestão é que possa ser avaliado

Além do tempo de fabricação, o custo dos implantes pré-operativos é um outro fator muito importante relatado na literatura. Devido à alta tecnologia de *softwares*, máquinas, assim como, materiais e recursos humanos empregados fazem com que próteses sob medida para cranioplastia sejam consideradas muito caras, principalmente para a realidade de países subdesenvolvidos como é o caso do Brasil, onde grande parte da população é atendida pelo sistema público de saúde. Nesse sentido, são observados esforços de pesquisadores como Hieu *et al.* (2004) que estudam alternativas de fabricação de próteses cranianas sob medida para países que não dispõem amplamente de toda a tecnologia e “*knowhow*” necessário.

Apenas para efeito de registro, os gastos com materiais empregados neste trabalho são apresentados na Tabela 3. No caso específico da prótese fundida em molde que apresentou maior gasto, o mesmo foi influenciado pelo custo do gesso utilizado. No caso da fundição em molde, a quantidade de acrílico utilizada foi bem inferior à utilizada na prótese usinada. Essa economia de biomaterial utilizado não aparece como um fator de grande relevância nesse caso, pelo fato do material PMMA ser de baixo custo. Entretanto, esse fato adquire importância quando se tratar de recursos de pouca disponibilidade e custo muito elevado, como por exemplo o MIMIX^{®28}, Osteosynt^{®29}, Ti entre outros.

Apesar de tudo, neste trabalho, o gasto total com material é julgado baixo, quando comparado ao preço total de próteses semelhantes já mencionadas na literatura. Porém, por estar fora do escopo, não foram considerados neste trabalho gastos, tais como a hora de projeto, TC, hora máquina, mão de obra, responsabilidade técnica, entre outros que podem compor o custo total.

Tabela 4 - Custo aproximado de material empregado no trabalho

<i>Prótese fundida em molde usinado</i>		<i>Prótese usinada</i>	
Gesso	R\$ 100.00	Polímero (PMMA)	R\$ 65.00
Anel de vedação	R\$ 1.00		
Polímero (PMMA)	R\$ 13.00		
Total	R\$ 114.00	Total	R\$ 65.00

²⁸ MIMIX[®] é um produto a base de hidroxiapatita e ácidos cítricos comercializado pela empresa Lorenz[®] utilizado como cimento ósseo na reconstrução de defeitos craniofaciais e também na produção de arcabouços.

²⁹ Osteosynt[®] é um produto semelhante ao MIMIX produzido pela empresa Einco Biomaterial LTDA, situada em Belo Horizonte/MG.

4.4. AVALIAÇÃO DIMENSIONAL

A primeira etapa da localização por meio da medição dos 6 pontos para a aplicação do princípio 3-2-1 não apresentou bons resultados em nenhum dos casos, pois comprovou ser extremamente dependente da precisão manual do operador da MMC em tocar os pontos fisicamente no mesmo lugar que foi definido no modelo digital. Além é claro, da complexidade da superfície que interferiu negativamente no resultado de localização, indo de acordo com a citação de Li e Gu (2004).

Apesar desse primeiro procedimento não ter apresentando um bom resultado, é importante como preparação ao posterior procedimento de localização refinado (*Best-fit*), isso porque para uma apalpação automática de pontos para o *best-fit*, um sistema de coordenada deve estar definido, mesmo que precariamente.

No procedimento de localização refinada dos itens envolvidos, a apalpação de aproximadamente 160 pontos sobre cada superfície em forma de uma matriz com 15x15 pontos permitiu que toda a superfície fosse apalpada de forma satisfatória para a realização do *Best-fit*. Em todos os casos medidos, o resultado do primeiro *best-fit* não foi o suficiente, apresentando valores de RMS do erro muito alto. Em alguns casos, foram necessárias várias repetições na apalpação para que a melhor localização pudesse ser alcançada. No gráfico da Figura 69 é ilustrada a quantidade de repetições realizadas e os valores de RMS do erro para cada caso.

Foi observado que a cada varredura de pontos sobre as superfícies o valor de RMS do erro diminuía. Então, uma indicação que a melhor localização possível foi alcançada, foi indicada pela estabilização do valor do RMS.

Na localização do crânio-seco, da cavidade do molde, punção do molde, superfície externa da prótese usinada e da superfície externa da prótese fundida, foram necessárias apenas 5 repetições para que o valor de RMS do erro se estabilizasse. Na localização da superfície interna da prótese usinada e superfície interna da prótese fundida foram necessárias 6 repetições. A maior quantidade de repetições, nesses casos, é creditada a maior complexidade da superfície interna, da qual esses itens se referem.

Após a melhor condição de localização ter sido encontrada, foi decidido analisar a eficiência do procedimento realizado, mudando a distribuição dos pontos

sobre a mesma superfície. O resultado do RMS do erro encontrado nesse caso foi muito semelhante ao anterior. Com isso, foi possível observar que o local de apalpação não interfere consideravelmente no resultado. Salvo é claro, quando pouquíssimos pontos são tocados em uma superfície complexa, o que certamente comprometerá o resultado de diferentes localizações.

Um outro fator observado é que a quantidade de repetições é dependente da quantidade de pontos tocados. Quanto maior for a quantidade de pontos tocados, menor será a quantidade de repetições necessárias. Porém, a medição de uma grande quantidade de pontos implica em um maior tempo de trabalho.

Não é conhecido um critério para a escolha da quantidade de pontos ideal para a localização de uma superfície complexa, essa definição é muito dependente da experiência do operador da MMC que deve estipular uma quantidade de pontos que julgue suficiente e não comprometa o tempo de trabalho.

No caso desse trabalho, por exemplo, alguns itens poderiam ter sido localizados com apenas duas repetições. Entretanto, para isso, seria necessária a apalpação de aproximadamente 2000 pontos em cada etapa, o que aumentaria consideravelmente o tempo de medição, e não seria uma boa escolha.

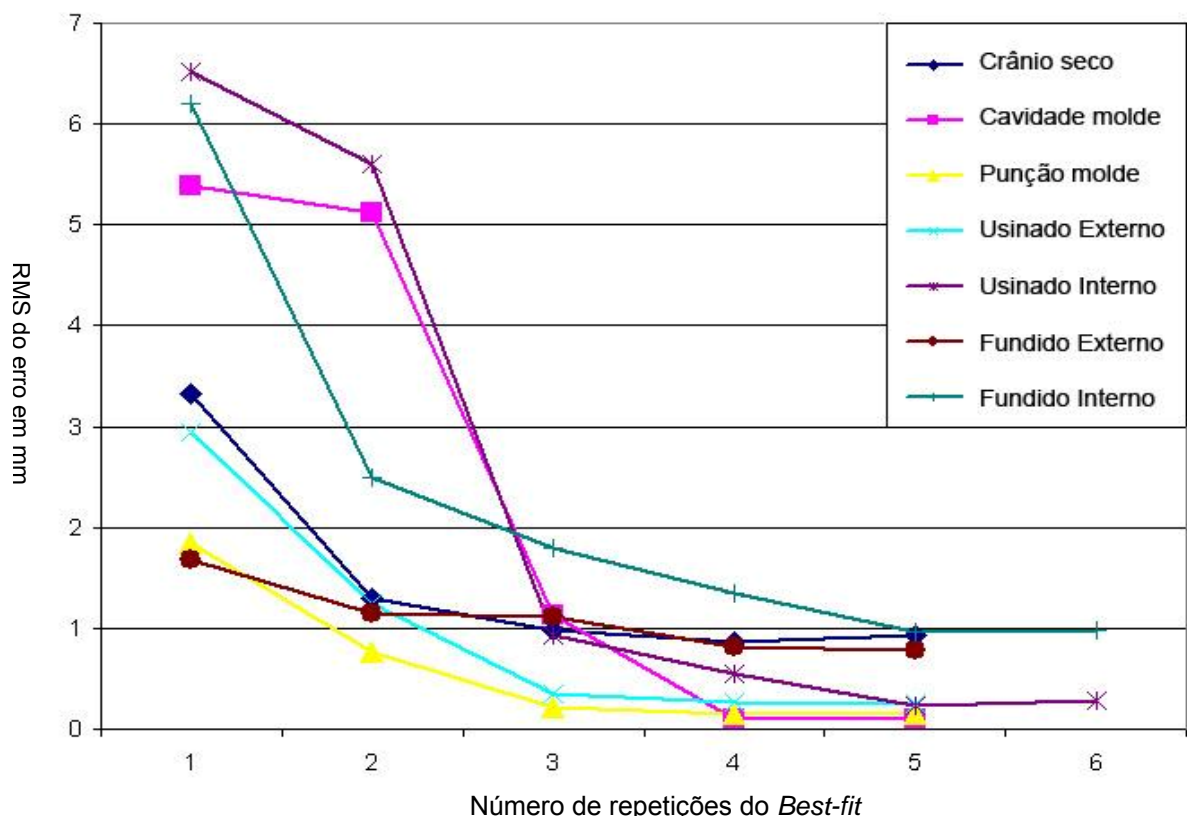


Figura 69 - RMS do erro em relação ao modelo digital versus o número de medições realizadas.

Com o item já localizado, o procedimento de inspeção da superfície foi realizado de forma simples e rápida. Por meio de uma estratégia de varredura, foram apalpados aproximadamente 5000 pontos em cada item, (cf. seção 3.4.1). A distribuição dos pontos em forma de uma grade sobre a superfície, com espaçamentos iguais entre eles, permitiu que quase toda a superfície pudesse ser apalpada. O *software* PCDIMS® CAD++ disponibiliza variadas estratégias de apalpação de pontos sobre uma superfície. A escolha da estratégia em forma de grade foi devida a distribuição dos pontos sobre a superfície ser bem homogênea e pelo fato dessa estratégia permitir a utilização do modelo digital em formato STL, sendo que para algumas outras estratégias havia uma exigência que o modelo fosse em IGES.

A utilização de um apalpador de 2 mm de diâmetro com ponta esférica permitiu apalpar áreas bem complexas e com muitos detalhes como é o caso das regiões de suturas e alguns pequenos orifícios nas superfícies.

As informações registradas sobre cada ponto (cf. seção 3.4.2), permitiram que fosse calculado seu erro. Que nesse caso é a distância vetorial do ponto definido no modelo digital em relação ao ponto medido fisicamente, conforme equação 1. Sendo assim, foi calculado o RMS do erro de todos os pontos inspecionados em cada superfície. A escolha de representar o erro das superfícies por meio do seu RMS foi devido ao fato que dessa forma é possível analisá-lo sem a influência do sinal o que facilita a sua interpretação.

No caso da inspeção do crânio seco, os pontos são apresentados no histograma ilustrado na Figura 70. Foi possível observar que cerca de 95% dos 5326 pontos apresentaram valores entre -0,3 e 0,3 mm, ou seja, a maior parte do erro se encontra em um faixa de 0,6 mm. Os demais pontos estão localizados próximos às bordas e nas suturas do crânio, onde existe maior complexidade geométrica. Uma ilustração desses pontos é apresentada na Figura 71, onde as setas em vermelho³⁰ indicam os erros com valor positivo e as setas em branco os erros com valor negativo. Na mesma figura é indicado os erros máximos (positivo e negativo) encontrados na superfície, são estes, $E+=0,816$ e $E=-0,669$ mm respectivamente, ambos localizados na região de sutura.

³⁰ Setas em vermelho no caso de impressão colorida ou preta no caso de P&B.

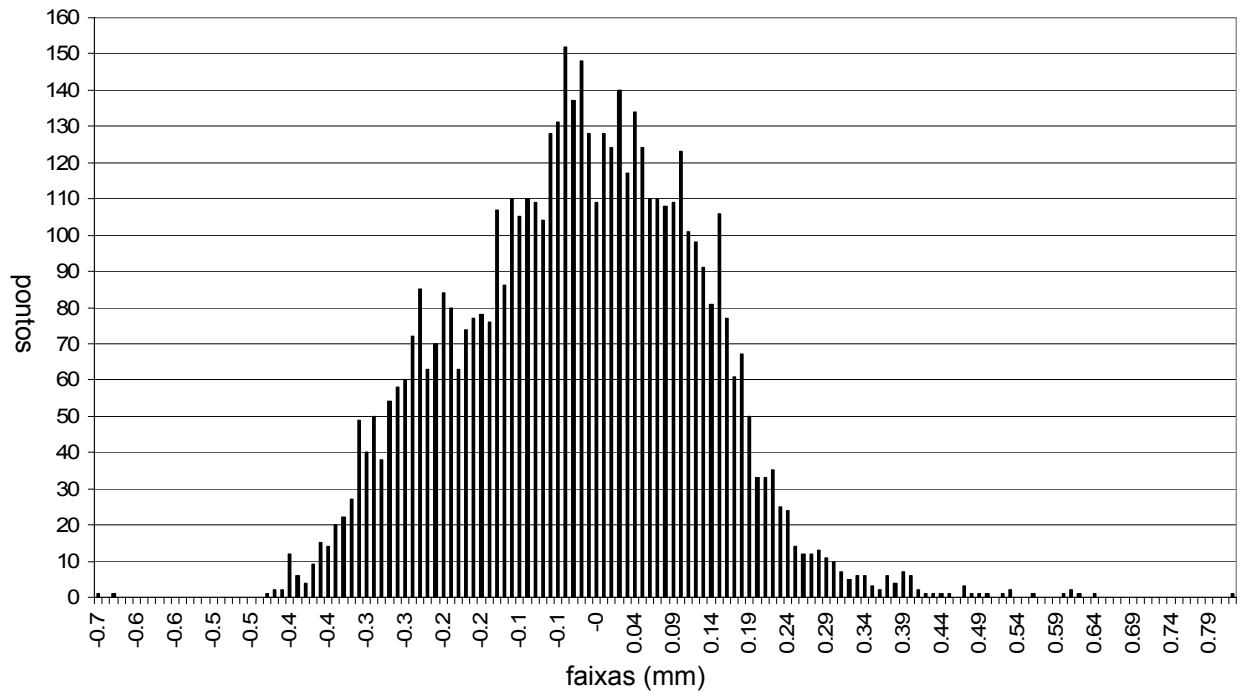


Figura 70 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e o crânio seco

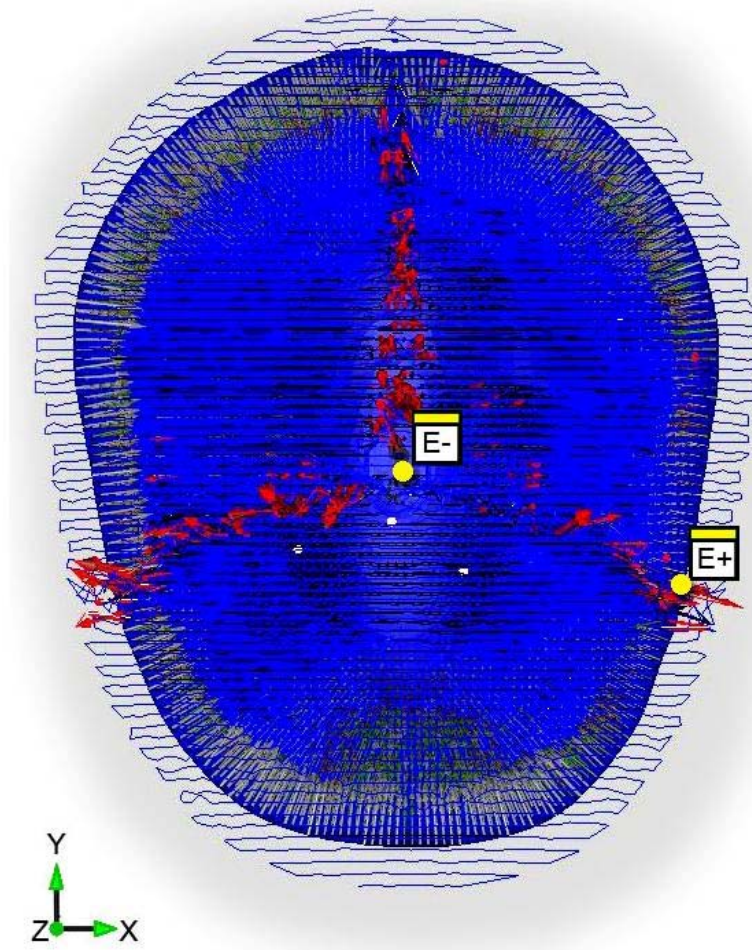


Figura 71 - Distribuição dos pontos com maior erro sobre o crânio seco.

O resultado da inspeção da cavidade do molde de gesso é apresentado no histograma ilustrado na Figura 72. Neste caso, cerca de 97% dos 5307 pontos apresentaram valores entre -0,05 e 0,05mm, ou seja, a maior parte do erro se encontra em um faixa de 0,1 mm, bem distribuídos sobre a superfície. Os demais pontos estão localizados nas regiões de maior complexidade da superfície. Na Figura 73 são ilustrados os erros máximos, (positivo e negativo) encontrados na superfície, são estes, $E+=0,314$ e $E=-0,141$ mm respectivamente, ambos localizados na região de sutura.

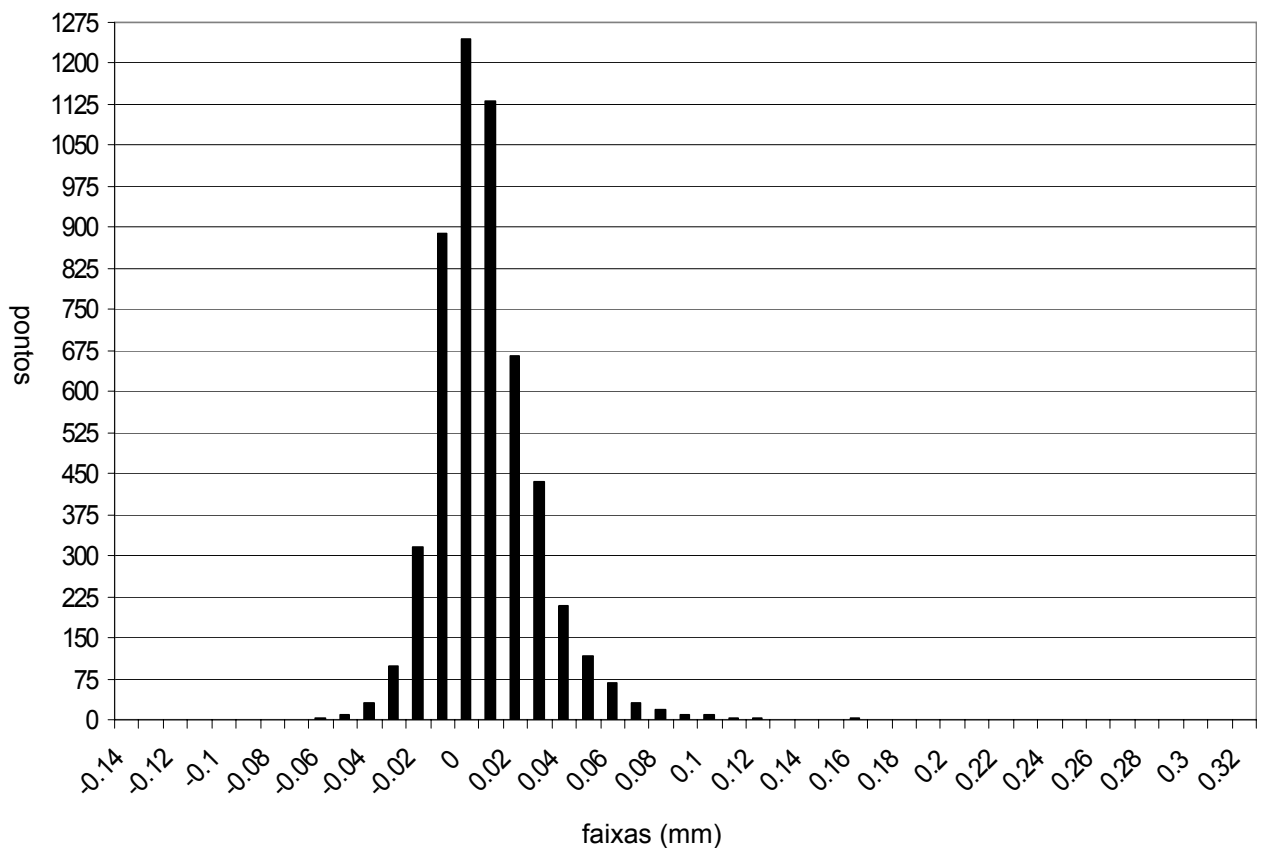


Figura 72 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a cavidade do molde

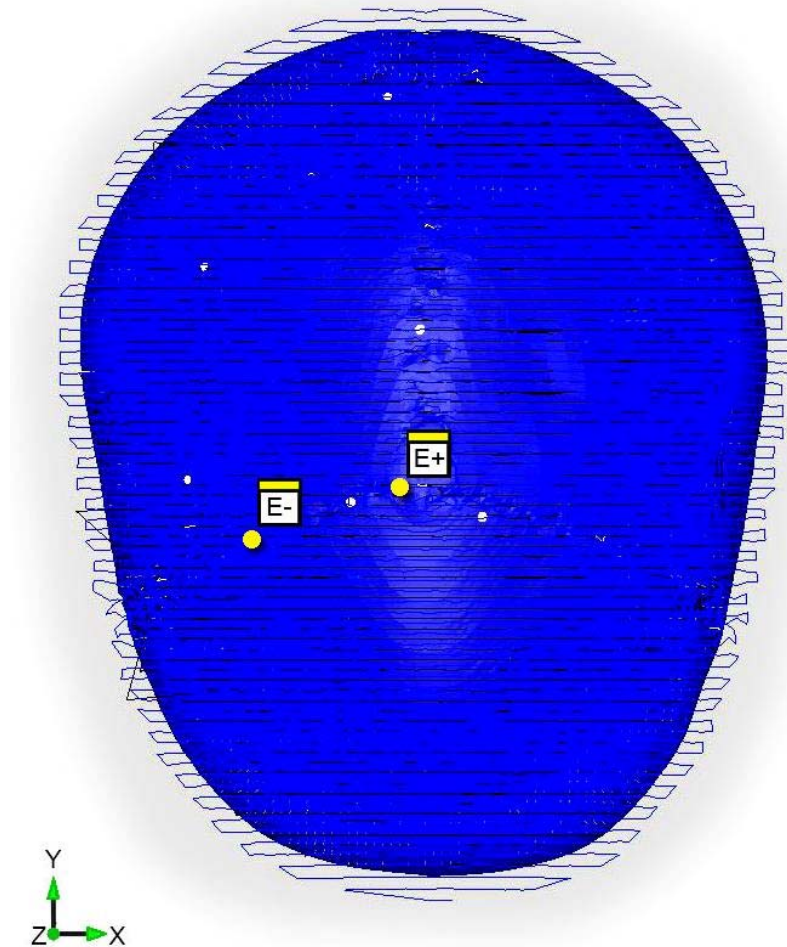


Figura 73 - Indicação dos pontos com maior erro sobre o cavidade do molde.

O resultado da inspeção do punção do molde de gesso é apresentado no histograma ilustrado na Figura 74. Neste caso, cerca de 97% dos 5286 pontos apresentaram valores entre -0,05 e 0,05mm, ou seja, a maior parte do erro se encontra em um faixa de 0,1mm, bem distribuídos sobre a superfície. Os demais pontos estão localizados na região posterior da prótese, essa região apresenta grande complexidade geométrica. Na Figura 75 são ilustrados os erros máximos, (positivo e negativo) encontrados na superfície, são estes, $E+=0,462$ e $E=-0,091$ mm respectivamente.

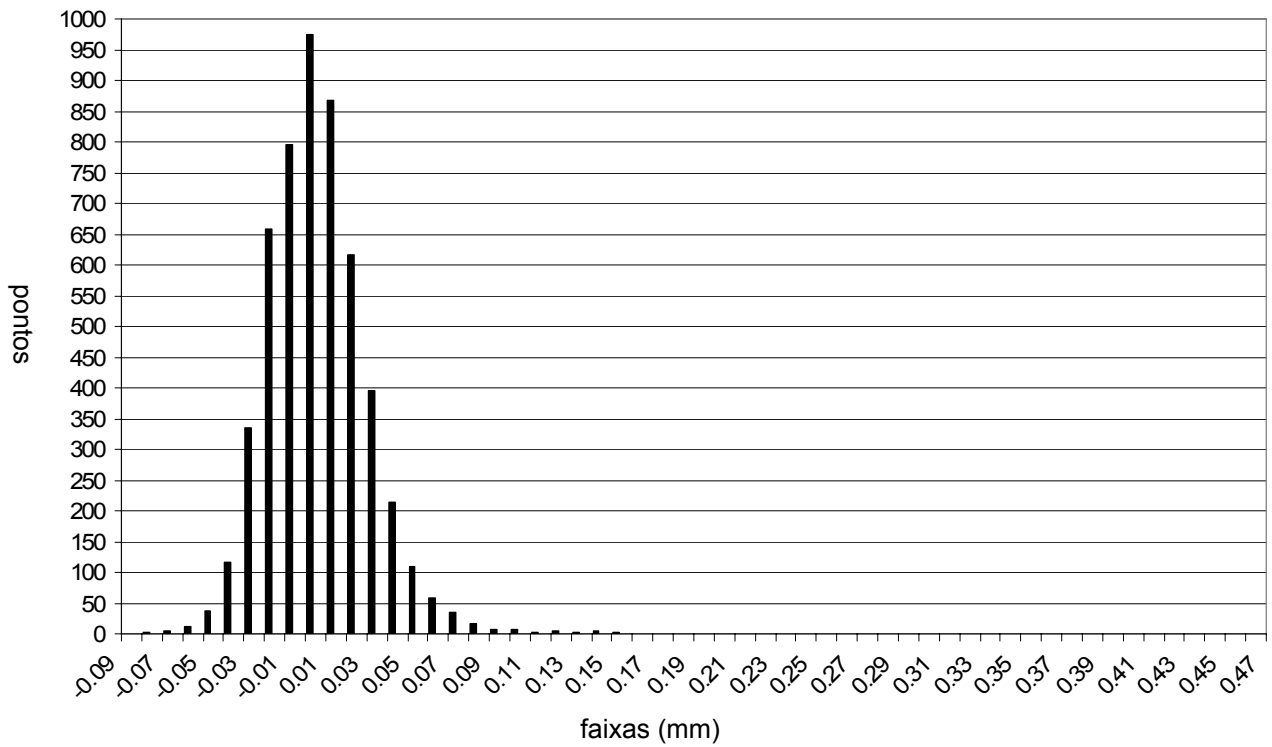


Figura 74 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e o punção

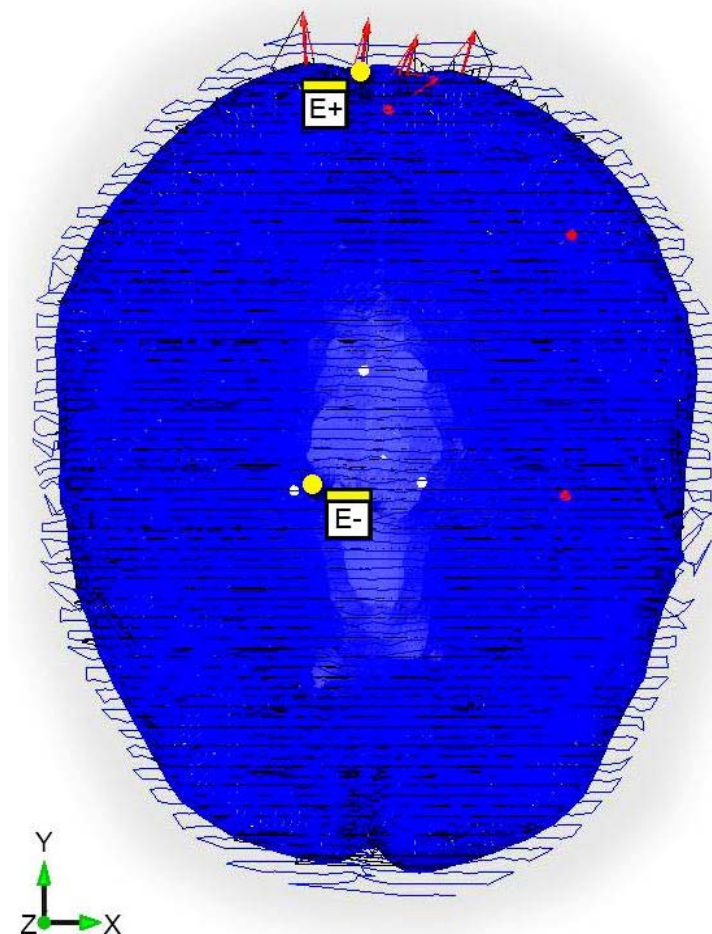


Figura 75 - Indicação dos pontos com maior erro sobre o punção do molde.

O resultado da inspeção da superfície externa da prótese usinada é apresentado no histograma ilustrado na Figura 76. Neste caso, cerca de 98% dos 4860 pontos apresentaram valores entre -0,1 e 0,1 mm, ou seja, a maior parte do erro se encontra em um faixa de 0,2 mm, bem distribuídos sobre a superfície. Os demais pontos estão localizados na região posterior da prótese e na sutura, regiões de grande complexidade geométrica. Na Figura 77 são ilustrados os erros máximos (positivo e negativo) encontrados na superfície, são estes, $E_{+}=0,986$ e $E_{-}=-0,373$ mm respectivamente.

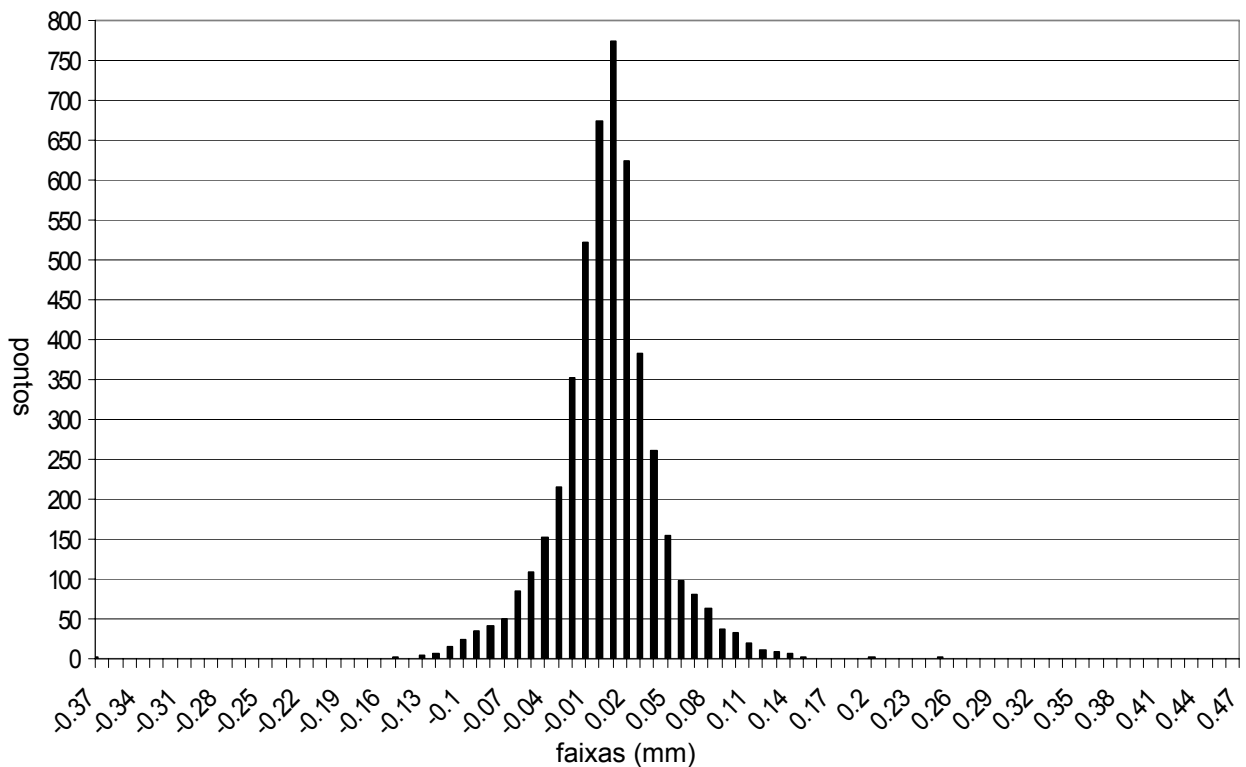


Figura 76 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície externa da prótese usinada

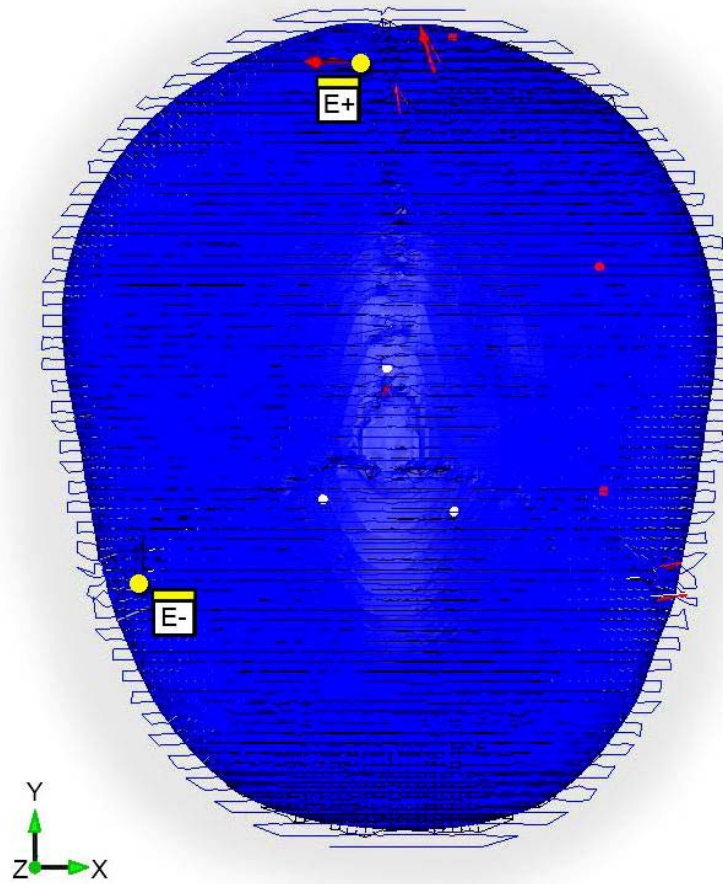


Figura 77 – Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície externa da prótese usinada.

O resultado da inspeção da superfície interna da prótese usinada é apresentado no histograma ilustrado na Figura 78. Neste caso, cerca de 97% dos 5362 pontos apresentaram valores entre -0,1 e 0,1 mm, ou seja, a maior parte do erro se encontra em um faixa de 0,2 mm, bem distribuídos sobre a superfície. Os demais pontos estão localizados na região traseira da prótese e na sutura, regiões de grande complexidade geométrica. Na Figura 79 são ilustrados os erros máximos (positivo e negativo) encontrados na superfície, são estes, $E+=0,637$ e $E=-0,175$ mm respectivamente.

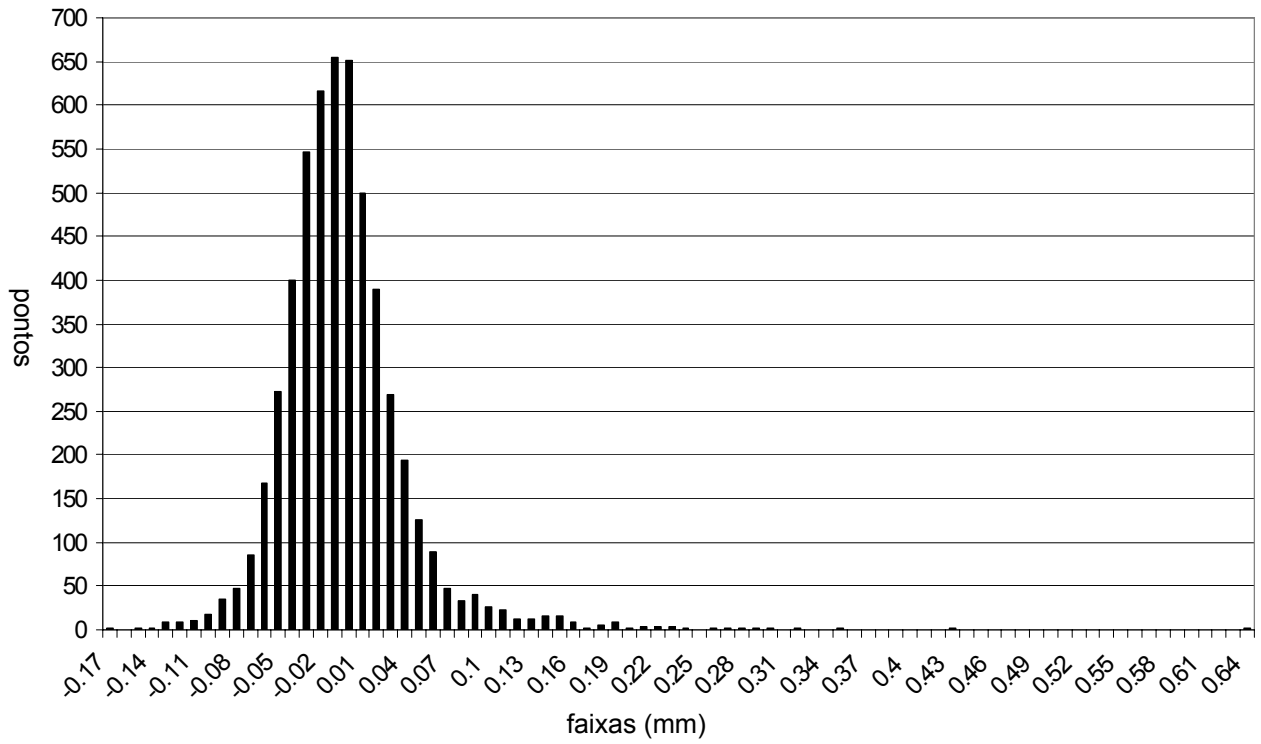


Figura 78 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície interna da prótese usinada

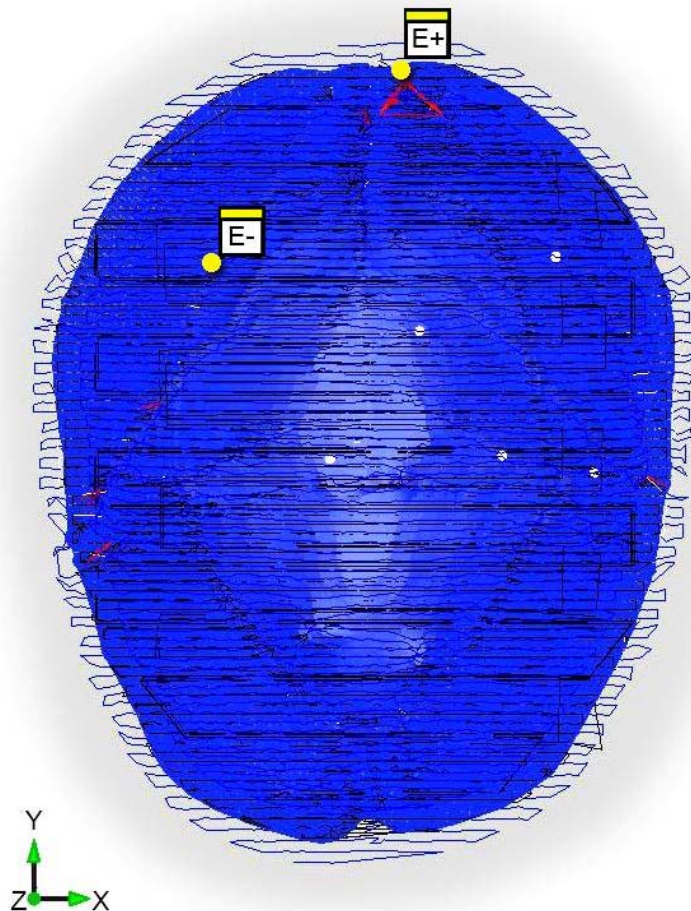


Figura 79 - Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície interna da prótese usinada.

O resultado da inspeção da superfície externa da prótese fundida é apresentado no histograma ilustrado na Figura 80. Neste caso, 97,4% dos 5319 pontos apresentaram valores entre -0,05 e 0,15 mm, ou seja, a maior parte do erro se encontra em um faixa de 0,2 mm, com uma maior quantidade de erro positivo, que neste caso sugere que a superfície inspecionada fisicamente está ligeiramente maior que o modelo digital. Porém, esses valores são extremamente pequenos, possivelmente resultantes da moldagem. O curioso desse comportamento é que ele vai de oposto a uma possível contração do PMMA que era esperada.

Esse resultado se torna irrelevante devido esse comportamento não ter interferido na qualidade da prótese. Caso houvesse um aumento maior da superfície ou até uma contração, esses fatores deveriam ser previstos na fabricação do molde, aplicando um *offset* na superfície, com fatores de contração ou expansão. Os demais pontos estão localizados nas regiões de maior complexidade da superfície. Na Figura 81 são ilustrados os erros máximos (positivo e negativo) encontrados na superfície, são estes, $E+=0,516$ e $E=-0,706$ mm respectivamente.

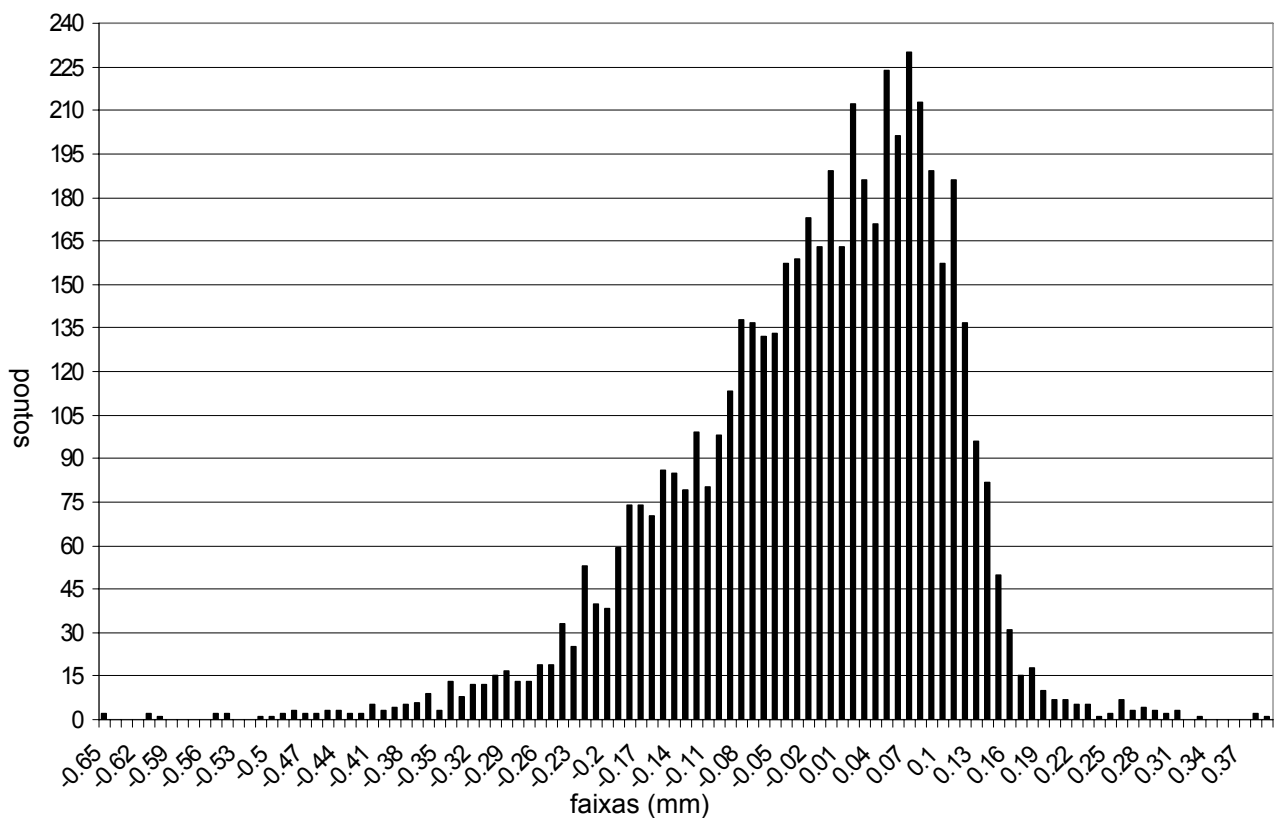


Figura 80 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície externa da prótese fundida

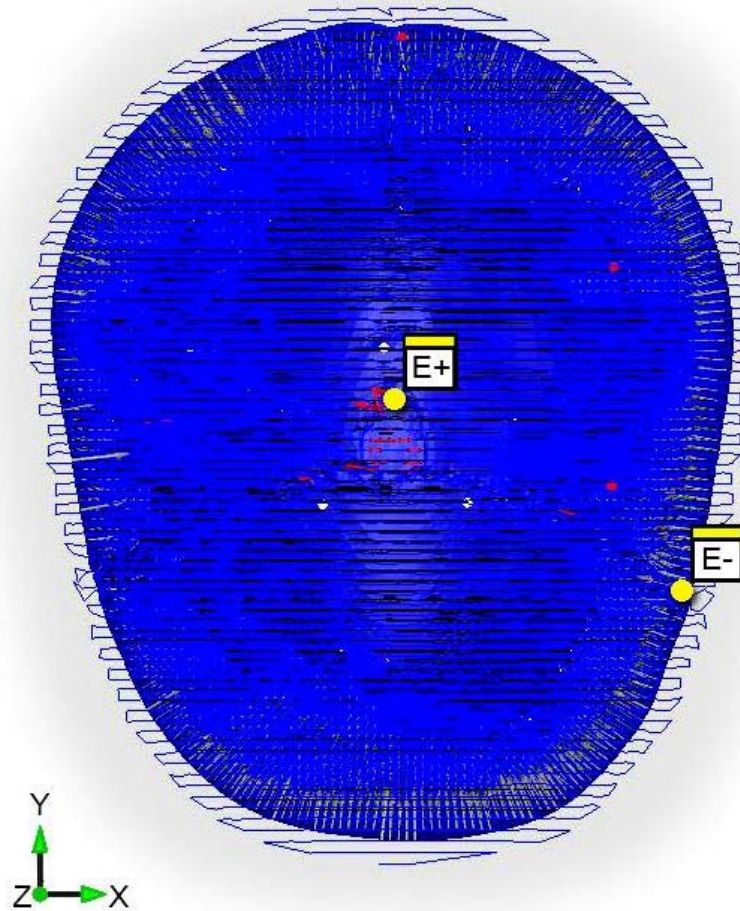


Figura 81 - Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície externa da prótese fundida.

Na inspeção da superfície interna da prótese fundida, os pontos são apresentados no histograma ilustrado na Figura 82. Neste caso, 95,2% dos 5477 pontos apresentaram valores entre -0,2 e 0,2mm, ou seja, a maior parte do erro se encontra em uma faixa de 0,4mm, também com uma maior quantidade de erro positivo. Os demais pontos que estão fora dessa faixa se localizaram principalmente em uma região próxima ao centro da superfície, (um contorno na Figura 83 apresenta essa região). Nessa região se formou uma falha resultante de um escoamento no preenchimento, provocada por uma pequena trinca no molde de gesso. Devido a essa região, vários pontos registraram valores negativos tão altos. Os erros máximos (positivos e negativos) encontrados na superfície são estes, $E+=0,517$ e $E=-1,373$ mm respectivamente.

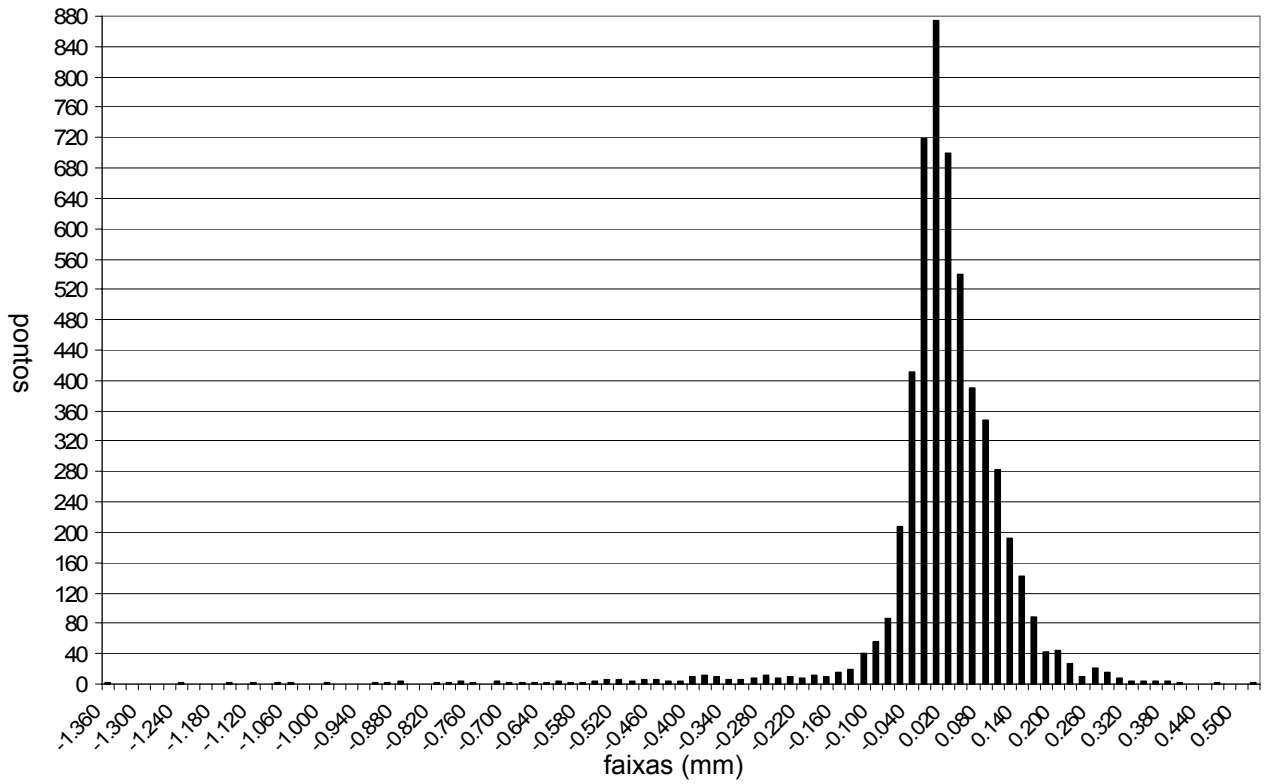


Figura 82 - Frequência de pontos e as faixas de desvio médio entre o modelo digital e a superfície interna da prótese fundida (Faixa de 0,02)

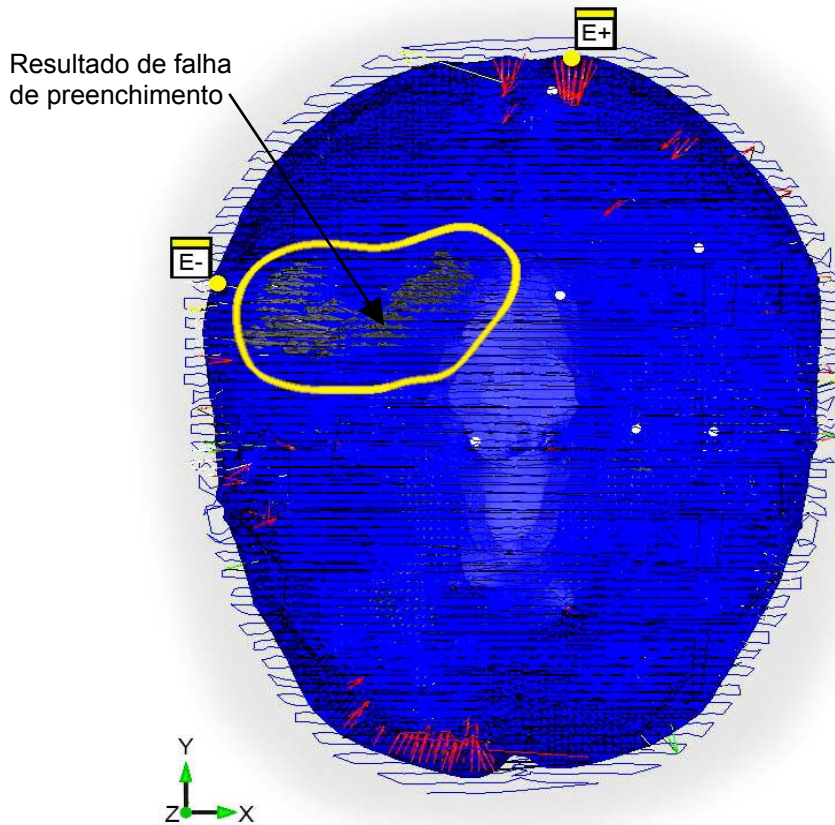


Figura 83 - Indicação dos pontos com maior erro sobre a superfície interna da prótese fundida e região com falha de preenchimento.

O RMS do erro de cada item inspecionado em relação ao modelo digital é apresentado na Figura 84. O maior valor foi apresentado na inspeção do crânio seco é de 0,1618mm. Salvo o possível erro resultante da localização, a grande parte desse erro é creditada ao processo de modelagem. Ou seja, o modelo digital sofreu alterações nas etapas que envolvem a obtenção de imagens por tomografia até a reconstrução do modelo 3D.

Os itens usinados apresentaram os menores valores, são eles: cavidade do molde, RMS = 0,0219mm; punção do molde, RMS = 0,027mm; superfície externa da prótese usinada, RMS = 0,043mm e superfície interna da prótese com RMS = 0,045mm. Para o fim a que se destina este trabalho, todos esses valores são considerados muito bons, graças a estabilidade dos materiais e a alta precisão oferecida pelo processo de fresamento.

Na inspeção das superfícies da prótese fundida, resultou um RMS do erro maior que nas superfícies usinadas. Na superfície externa o RMS foi de 0,120mm e na interna de 0,116mm. Esse resultado está de acordo com o esperado, não que necessariamente isso seja uma regra, mas a inserção de mais uma etapa na cadeia de produção sugere uma possibilidade de aumento do erro. Neste caso, os erros resultantes apenas do processo de fundição, foram: 0,098mm na superfície externa e 0,089mm na superfície interna. Esse resultado foi possível devido à inspeção de ambas as superfícies do molde de gesso antes da fundição.

Ainda assim, os erros totais são considerados baixos, já que se trata de valores de pouco mais de um décimo de milímetro.

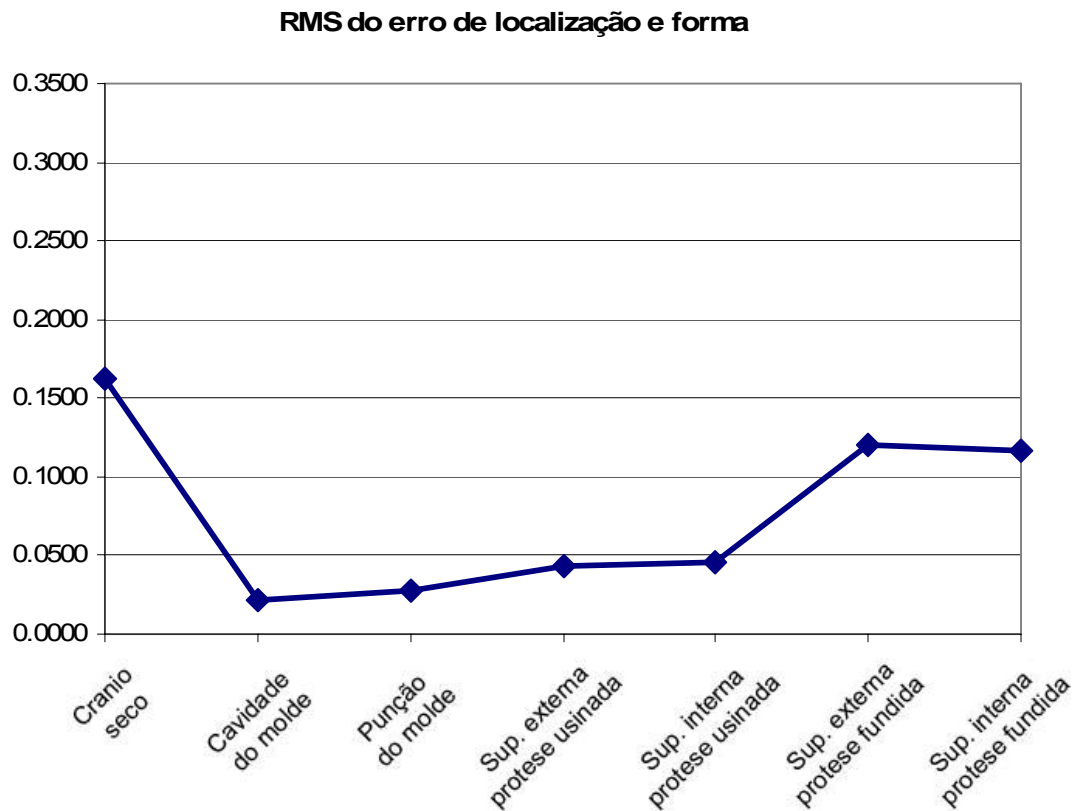


Figura 84 – RMS do erro em relação ao modelo digital.

De posse dos resultados da inspeção do crânio seco em relação a superfície externa do modelo digital foi possível apresentar o RMS do erro acumulado em toda a cadeia de fabricação. Ou seja, do crânio seco (fonte inicial de referência) até as próteses usinada e fundida. Devido à impossibilidade de inspecionar a superfície interna do crânio, apenas os erros referentes à superfície externa foram mencionados. Na Figura 85 esses valores são apresentados e é possível observar que o RMS do erro total entre a cavidade do molde e a superfície externa da prótese usinada foram bem próximos, como era esperado, assim como, o maior RMS do erro apresentado pela superfície externa da prótese fundida, provocada pela existência de uma etapa a mais na cadeia de fabricação. O resultado aponta que a interferência da fundição no aumento do erro foi de 0,098mm.

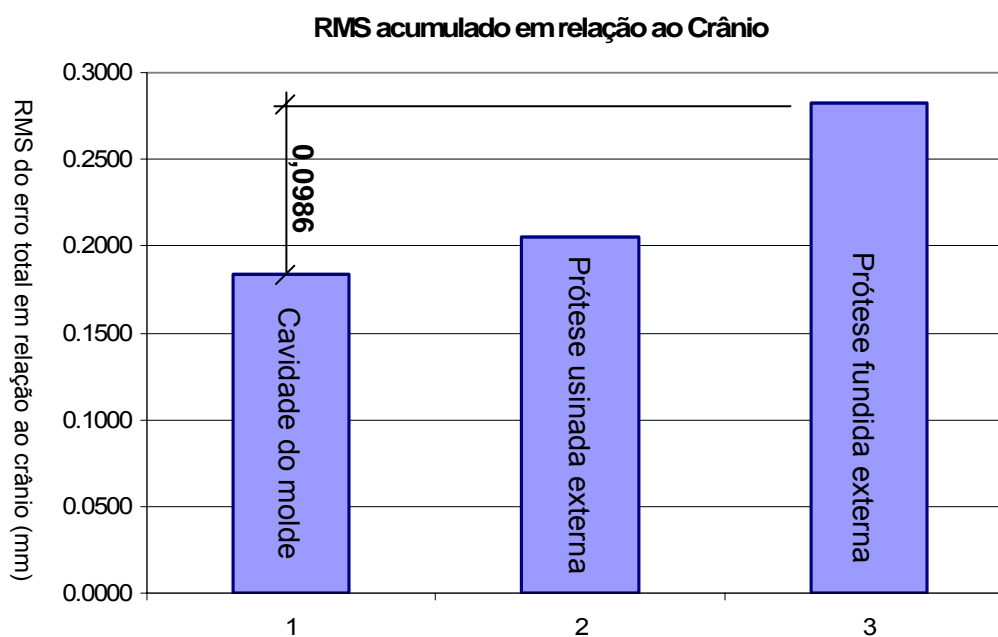


Figura 85 – Valor do RMS do erro acumulado em relação à superfície externa do crânio

Os resultados das medições no contorno e na altura das próteses são apresentados na Tabela 5. É possível observar que os menores erros, em relação ao modelo digital foram registrados na prótese usinada. Esses valores podem ser considerados coerentes com as medições sobre a superfície, pois apontam um erro em uma distancia linear entre dois extremos (altura, largura e comprimento), enquanto o valor de “T” é uma media radial.

O erro registrado na prótese fundida não pode servir como referência, pois esses foram influenciados por pequenas falhas de preenchimento nos contornos, (cf. Figura 54). Mas acredita-se que no geral, salvo essas pequenas falhas o resultado seja proporcional ao reportado na inspeção da superfície.

Era esperado que os valores reportados por Bazan (2004) fossem bastante próximos aos da prótese usinada neste trabalho, já que a metodologia foi bastante parecida. Porém, a incoerência dos resultados pode ser explicada pela diferença na metodologia de medição, realizada por ele com paquímetro e um traçador de altura.

Tabela 5 - Resultado das medições no contorno das próteses

Itens	Altura (mm)	Erro (mm)	Coronal (mm)	Erro (mm)	Sagital (mm)	Erro (mm)
Modelo digital (ref.)	44,680	-	133,077	-	163,588	-
Prótese fundida	44,756	0,076	131,704	1,373	161,885	1,703
Prótese usinada	44,446	0,234	132,688	0,389	163,297	0,291
Prótese usinada (Bazan 2004)	44,020	0,660	133,100	-0,023	163,200	0,388

Com os resultados das medições realizadas sobre as superfícies, foi possível observar que o maior erro distribuído na cadeia de fabricação tanto da prótese usinada como na fundida, está entre o crânio seco (fonte inicial de informação) e o modelo digital em STL e o valor é de $RMS=0,162\text{mm}$. Apesar de não ser possível aqui identificar as causas da distribuição do erro, principalmente nessa fase de modelagem, procurou-se apontar fatores em potencial que podem influenciá-los. Na Figura 86 é apresentada as etapas e na seqüência são relatos possíveis fatores em cada uma.

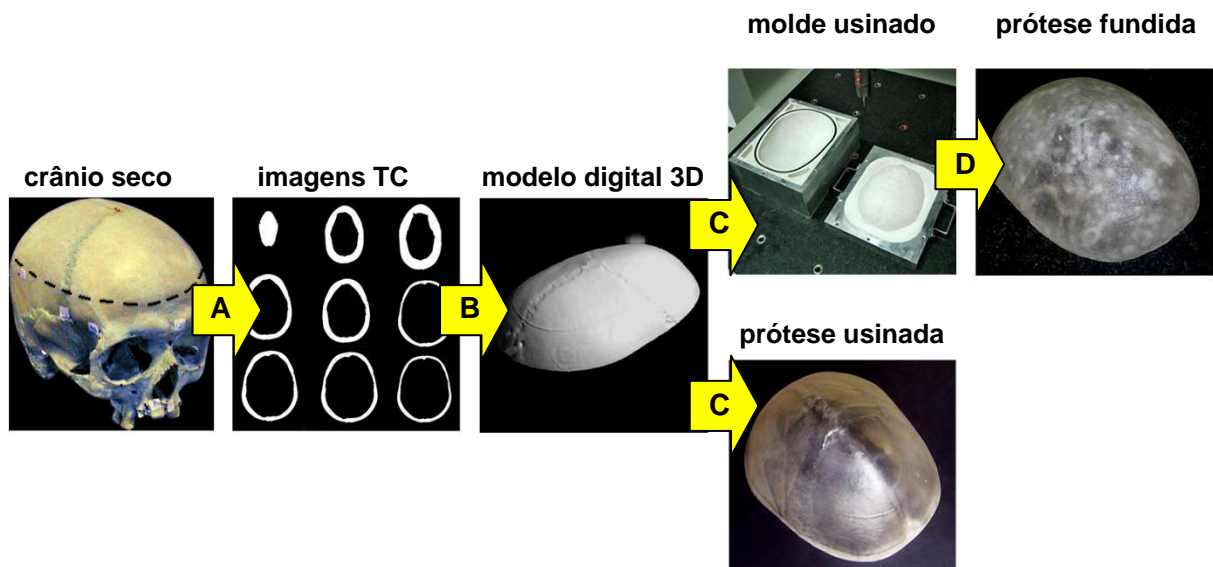


Figura 86 – Etapas da cadeia de fabricação propensas a erro

- A. Escaneamento por TC. Choi *et al.* (2002) mencionam que para esta etapa alguns dos principais fatores que podem comprometer a precisão do modelo digital são: a inclinação de escaneamento, corrente e tensão do tubo, algoritmo de construção de imagem, movimentação do paciente, artefato metálico e principalmente a espessura das secções. Obviamente, pequenas espessuras de secção podem minimizar o efeito, porém, para isso é necessária uma maior exposição a radiação, o que de certa forma, no caso de um paciente, pode vir a ser prejudicial.
- B. Modelagem 3D. O mesmo autor menciona como principais fatores para esta etapa: erro de fechamento, taxa de dizimação (conversor), algoritmo de interpolação, algoritmo de suavização, aresta de triângulo e principalmente o valor de limiarização (*threshold*). No caso do modelo digital utilizado nesse

trabalho, o valor de limiarização utilizado por Bazan(2004) foi de 50 em uma escala até 255. Choi *et al.* (2002) menciona que geralmente esses valores são definidos empiricamente, o que sugere uma investigação mais aprofundada sobre o assunto.

- C. Usinagem. Os principais fatores que podemos apontar como propensos a interferir com erro nessa etapa são: estratégia de usinagem, diâmetro e geometria de ferramenta, parâmetros de corte, propriedades do material, polimerização residual do material entre outras.
- D. Fundição. Nesta etapa os principais fatores são: o acabamento superficial do molde, completo preenchimento, pressão de moldagem, polimerização residual.

Além dos possíveis fatores que podem comprometer a precisão na cadeia de fabricação, existem ainda os possíveis erros na etapa de medição. Estes podem incluir: erro humano, precisão e resolução do instrumento de medição.

A precisão do modelo digital influencia diretamente o planejamento do processo de fabricação, entretanto não foi possível quantificar quanto exatamente cada fonte de erro contribui para a precisão final das supostas próteses.

Capítulo 5.

CONCLUSÃO

A dissertação apresentada teve por objetivo realizar uma avaliação dimensional de uma prótese fundida e uma usinada em acrílico. No primeiro caso, uma suposta prótese foi produzida por meio da fundição em molde usinado em gesso. Neste caso foi possível comprovar a viabilidade da produção de molde em gesso como alternativa para a fundição de próteses, dado que produziu bons resultados dimensionais, nos aspectos de tempo e custo de produção, assim como na viabilidade de materiais e equipamentos para sua produção. Essa metodologia permite também que outras variáveis possam ser testadas eficientemente. Um exemplo é a proposta de inserir fixadores metálicos já no momento da fundição, assim como fizeram intra-operativamente Sherburn e Silbergeld (1996). Outro exemplo é a investigação da fabricação de arcabouços em molde usinado, semelhante a Schiller *et al.* (2004).

No segundo caso uma prótese foi produzida por usinagem direta. Foi possível também comprovar a viabilidade da usinagem direta como alternativa de produção de próteses, devido aos mesmos bons resultados do caso anterior.

A metodologia de fundição em molde requer uma maior investigação quanto a técnica de fundição, no que se refere à preparação do PMMA e a forma adequada de aplicar pressão sobre ele, objetivando diminuir a porosidade e aumentar a transparência. A usinagem direta, dependendo da geometria da prótese, pode implicar em limitações na fixação do bloco acrílico. Além é claro de uma necessária investigação da aplicabilidade dessas próteses em animais, para que outras variáveis possam ser investigadas.

O objetivo do trabalho foi alcançado integralmente com os bons resultados da avaliação dimensional. Os resultados comprovaram que do ponto de vista dimensional e forma as próteses ficaram muito próximas a sua respectiva região do crânio seco e que o maior erro identificado na cadeia de produção se encontrou na etapa de reconstrução do modelo digital oriundo de imagens tomográficas.

Tendo em vista a complexidade geométrica inerente às próteses craniofaciais e a influência dessa geometria na qualidade de medição, pôde-se verificar que o uso de máquinas de medir por coordenadas equipadas com recursos para localização refinada representa a melhor escolha para a avaliação deste tipo de componente.

5.1. PROPOSTA DE TRABALHOS FUTUROS

- Investigar esta metodologia usando novos biomateriais, principalmente aqueles que propiciem porosidade controlada.
- Construção de molde em gesso com punções de diferentes alturas para a produção de arcabouços com gradiente funcional, conforme Figura 87.
- Aprimorar a metodologia para testes *in vitro* e *in vivo*.
- Aprimorar o processo de fundição de forma a garantir completo preenchimento e exclusão de porosidade, talvez por meio de uma injetora de acrílico sob pressão.

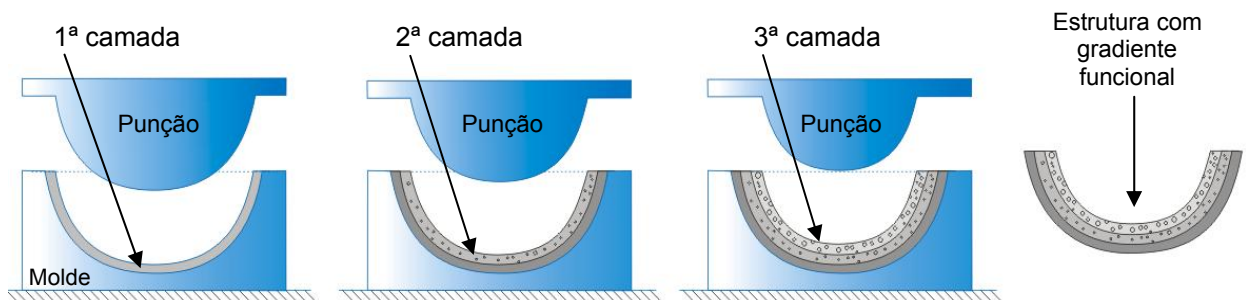


Figura 87 - Diferentes tamanhos de punção para fabricação de estruturas com gradiente funcional.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Agner, C.; Dujovny, M.; Evenhouse, R.; Charbel, F.T.; Sadler, L. Stereolithography for Posterior Fossa Cranioplasty, **Skull Base Surgery**, v. 8, n. 2, p. 81-85, 1998.

Agner, C.; McConathy, D.; Dujovny, M. Evaluation of autogenic, xenogeneic and alloplastic materials used for cranioplasty, **Crit Rev Neurosurg**, v. 7, p. 365-372, 1997.

Anusavice, K. J. **Materiais Dentários**, Editora Guanabara Koogan, ed. 10, Rio de Janeiro, 1998.

Artico, M.; Ferrante, L.; Pastore, F. S.; Romundo, E. O.; Cantarelli, D.; Scopellite, D.; Iannetti, G. Bone autografting of the calvaria and craniofacial skeleton: historical background, surgical results in a series of 15 patients and review of the literature. **Surgery Neurological**, v. 60, p.71-9, 2003.

Ashley, S. Prototyping with advanced tools. **Mech Eng.**, p. 48-55, 1994.

ASM Handbook Committee, **Forming and Forging**, ASM Handbook vol.14, ASM International, 2004.

Barbanti, S. H.; Zavaglia, C. A. C.; Duek, E. A. R. Polímeros Bioreabsorvíveis na Engenharia de Tecidos, **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v. 15, n. 1, p. 13-21, 2005.

Barker, T. M.; Earwaker, W. J. S.; Lisle, D. A.; Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. **Australas Raiol.** v. 38, p. 106-111, 1994.

Batchelor, A.; Chandrasekaran, M.; Service Characteristics of Biomedical Materials and Implants, Series on Biomaterials and Bioengineering - v. 3, **Imperial College Press**, 57 Shelton Street, Covent Garden, London WC2H 9HE, 2004.

Bazan, O. **Usinagem de próteses para cranioplastia a partir de imagens tomográficas**, (Dissertação de mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica - Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2004.

Beumer, J.; Firtell, D. N.; Curtis, T.A.; Current concepts in cranioplasty, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 42, n. 1, p.67-77, 1979.

Bose, S.; Darsell, J.; Kintner, M.; Hosick, H.; Bandyopadhyay, A. Pore size and pore volume effects on alumina and TCP ceramic scaffolds. **Materials Science and Engineering C**, v. 23, p. 479-486, 2003.

Bouyssié, J. F.; Bouyssié, S.; Sharrock, P.; Duran, D. Stereolithographic models derived from X-ray computed tomography - Reproduction accuracy, **Surgery Radiologic Anatomy**, v. 19, p. 193-199, 1997.

Burwell, R.G. History of bone grafting and bone substitutes with special reference to osteogenic induction, in Urist MR, O'Conner BT, Burwell RG (eds): Bone Grafts, Derivatives and Substitutes. **Oxford, Butterworth-Heinemann Ltd.**; p. 3-102, 1994.

Calixto, R. F. E.; **Implante de um Floculado de Resina Derivada do óleo de Mamona (*Ricinus Communis*) em Alvéolo de Rato Imediatamente após a Extração Dental. Avaliações Histológica e Histométrica da Biocompatibilidade e da Cronologia de Reparo Ósseo**; (Dissertação de Mestrado), Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2001.

Carr, J. C.; Fright, W. R., Beatson, R. K., Surface Interpolation with Radial Basis Functions for Medical Imaging, **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 16, n.1, p.96-107, feb. 1997.

Chen, J. J.; Liu, W.; Li, M. Z.; Wang, C. T. Digital manufacture of titanium prosthesis for cranioplasty, **Int J Adv Manuf Technol**, 27, p. 1148–1152, 2006.

Choi, J.-Y.; Choi, J.-H.; Kim, N.-K.; Kim, Y.; Lee, J.-K.; Kim, M.-K.; Lee, J.-H.; Kim, M.-J. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. **Int. Journal Oral Maxillofacial Surgery**, v. 31, p. 23–32, 2002.

Clijmans, T., Mommaerts, M., Suetens, P., Vander, Sloten J., Computer supported pre-operative simulation of neonatus cranial bone bending in cranioplasty surgery planning, **International Journal CARS**, v. 1, p. 251-263, 2006.

D'Urso, P. S.; Earwaker, W. J.; Barker, T. M.; Redmond, M. J.; Thompson, R. G.; Effenev, D. J; Tomlinson, F. H., Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic, **British Journal of Plastic Surgery**, v. 53, p. 200-204, 2000.

Da Costa, D.; Lajarin, S. F. **Dimensional evaluation of tailor-made cranioplasty implants**, V Congresso Latino Americano de Metrologia (METROSUL), Curitiba/Brasil, 2007.

Da Costa, D.; Pedrini, H.; Bazan, O. **Usinagem de próteses a partir de imagens tomográficas**. In: Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, Joinville. Anais do 3º COBEF, 2005.

Da Costa, D.; Volpato, N.; **Usinagem de Formas Complexas Empregando a Técnica de Fatiamento**. In: 4º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, 2007, Estância de São Pedro. Anais do Congresso COBEF. São Paulo : ABCM, 2007. v. 1.

Dietmar, W.; Sittinger, M.; Risbud, M. V. Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems, **Trends in Biotechnology**, v. 22, n. 7, p. 354-362, Jul. 2004.

D'Urso, P. S.; Atkinson, R. L.; Weidmann, M. J.; Redmond, M. J.; Half, B. I.; Earwaker, W. J. S.; Thompson, R. G.; Effenev, D. J. Biomodelling of skull base tumours, **Journal of Clinical Neuroscience**, v. 6(1), p. 31-35, 1999.

Edwards, M. S. B.; Ousterhout, D. K. Autogenic skull bone grafts to reconstruct large or complex skull defects in children and adolescents. **Neurosurgery**, v. 20, p. 273–280, 1987.

Eppley, B. L, Biomechanical Testing of Alloplastic PMMA Cranioplasty Materials, **The Journal of Craniofacial Surgery**, v. 16, n.1, 2005.

Eppley, B. L. Alloplastic Cranioplasty, **Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 9, n. 1, p. 16-22, 2003.

Eppley, B. L. Alloplastic Implantation, **Journal of American Society of Plastic Surgeons**, v. 104(6), p. 1761-1785, 1999.

Eufinger, H.; Rasche, C.; Lehmbruck, J.; Wehmöller, M.; Weihe, S.; Schmitz, I.; Schiller, C.; Epple, M. Performance of functionally graded implants of polylactides and calcium phosphate/calcium carbonate in an ovine model for computer assisted craniectomy and cranioplasty, **Biomaterials**, v. 28, p. 475–485, 2007.

Eufinger, H.; Saylor, B. Computer-assisted Prefabrication of Individual Craniofacial Implants, **AORN Journal**, v. 74, n. 5, nov. 2001.

Eufinger, H.; Scholz, M.; Schmieder, K.; Weihe, S.; Wehmöller, M. Skull bone reconstruction after hemicraniectomy with a prefabricated implant, **International Congress Series**, v. 1256 p. 716–719, 2003.

Eufinger, H.; Wehmöller, M.; Harders, A.; Heuser, L. Prefabricated prostheses for the reconstruction of skull defects, **Oral Maxillofacial Surgery**, v. 24, p. 104-110, 1995.

Eufinger, H.; Wehmöller, M.; Machtens, E.; Heuser, L.; Harders, A.; Kruse, D. Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data, **Journal Cranio-Maxillofacial Surgical**, v. 23, p. 175–81, 1995.

Eufinger, H.; Wittkamp, A. R. M.; Wehmöller, M.; Zonneveld, F. W. Single-step fronto-orbital resection and reconstruction with individual resection template and corresponding titanium implant: a new method of computer-aided surgery, **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 26, p. 373-378, 1998.

Foroutan, M.; Fallahi, B.; Mottavalli, S.; Dujovny, M. Stereolithography: application to neurosurgery, **Crit Rev Neurosurgery**, v. 8, p. 203–208, 1998.

Gargioni V., **Relatório de estágio supervisionado II - TM 200**, DEMEC-UFPR, 24 p., Curitiba, 2005.

Gelaude, F.; Vander Sloten, J.; Lauwers, B.; Automated Design and Production of Cranioplasty Plates: Outer Surface Methodology, Accuracies and a Direct Comparison to Manual Techniques, **Computer-Aided Design & Applications**, v. 3, ns. 1-4, p. 193-202, 2006.

Giordano, R. A.; Wu, B. M.; Borland, S. W.; Cima, I. G.; Sachs, E. M.; Cima, M.; Mechanical properties of dense polylactic acid structures fabricated by three dimensional printing. **J. Biomaterials Science Polymer Edition**, v. 8, p. 63–75, 1996.

Girod, S.; Teschner, M.; Schrell, U.; Kevekordes, B.; Giro, B. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach, **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 29, p.156-158, 2001.

Gonzalez, A. M.; Jackson, I. T.; Miyawaki, T.; Barakat, K.; DiNick, V. Clinical outcome in cranioplasty: critical review in long-term follow up. **Journal Craniofacial Surgical**, v. 14, p. 144–53, 2003.

Gosain, A. K.; Biomaterials in Facial Reconstruction; **Operative Techniques in Plastic Surgery**, v. 9, n. 1: p. 23-30, 2003.

Gosain, A. K.; Biomaterials for Reconstruction of the Cranial Vault; **Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 116, n. 2, p. 663-666, 2005.

Grant, G. A.; Jolley, M.; Ellenbogen, R. G.; Roberts, T. S.; Gruss, J. R.; Loeser, J. D.; Failure of autologous bone-assisted cranioplasty following decompressive craniectomy in children and adolescents, **Journal Neurosurg.**, v. 100: (2Suppl.), p. 163–168, 2004.

Gronet, P. M.; Waskewicz, G. A.; Richardson, C.; Preformed acrylic cranial implants using fused deposition modeling: A clinical report, **J. Prosthet. Dent.**, v. 90, p. 429-33, 2003.

Hassfeld, S.; Mühling, J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery – a review and an assessment of technology, **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**, n. 30, p. 2-13, 2001.

Hattiangadi, A.; Bandyopadhyay, A. **Processing, characterization and modeling of non-random porous ceramic structures**. Proceedings of Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin, TX, p. 319–326, 1999.

Heissler, E.; Fischer, F. S.; Bolouri, S.; Lehmann, T.; Mathar, W.; Gebhardt, A.; Lanksch, W.; Bier, J. Custom-made cast titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects, **International Journal Oral Maxillofacial Surgery**, v. 27, p. 334-338, 1998.

Hieu, L. C.; Bohez, E.; Vander Sloten, J.; Oris, P.; Phien, H. N.; Vatcharaporn, E.; Binh, P. H. Design and manufacturing of cranioplasty implants by 3-axis cnc milling, **Technology and Health Care**, v. 10, p. 413-423, 2002.

Hieu, L. C.; Vander Sloten, J.; Bohes, E.; Phien, H. N.; Vatcharaporn, E.; An, P. V.; Ton, N. C.; Binh, P. H. A cheap technical solution for cranioplasty treatments, **Technology and Health Care**, v. 12, p.281-292, 2004.

Hieu, L. C.; Zlatov, N.; Vander Sloten, J.; Bohez, E.; Khanh, L.; Binh, P. H.; Oris, P.; Toshev, Y. Medical rapid prototyping applications and methods, **Assembly Automation**, **Emerald Group Publishing Limited**, v. 25, n. 4, p. 284-292, 2005.

Hieu, L.C.; Bohez, E.; Vander Sloten, J.; Phien, H. N.; Vatcharaporn, E.; Binh, P. H.; An, P. V.; To, N. C.; Oris, P. Design and manufacturing of personalized implants and standardized templates for cranioplasty applications, **IEEE ICIT'02**, Bangkok/Thailand, p. 1025-1030, 2002.

Ikegami, R. A.; **Desenvolvimento de Corpos Cerâmicos Compostos Bioativos com Estruturas de Gradiente Funcional**. 110f. Tese (Doutorado) – Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

Jasper, I. E.; Deramond, H.; Mathis J. M.; Belkoff S. M. The Effect of Monomer-to-Powder Ratio on the Material Properties of Cranioplastic, **Bone**, v. 25, n. 2 Supplement, p. 27S–29S, 1999.

Joffe, J. M.; Nicoll, S. R.; Richards, R.; Linney, A. D.; Harris, M. Validation of computer-assisted manufacture of titanium plates for cranioplasty. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**; v. 28, p. 309-313, 1999.

Josan, V. A.; Sgouros, S.; Wals, A. R.; Dover, M. S.; Nishikawa, H.; D. Hockley, A. Cranioplasty in children, **Childs Nerv. Syst.**; v. 21, p. 200–204, 2005.

Kamyszek, T.; Weihe, S.; Scholz, M, Wehmöller, M.; Eufinger, H. Die Versorgung kraniofazialer Knochendefekte mit individuell vorgefertigten Titanimplantaten. Nachuntersuchung und Auswertung von 76 Patienten mit 78 Titanimplantaten der Jahre 1994–1998. **Mund Kiefer Gesichtschirurgie**, v. 5, p. 233–8, 2001.

Kim, S. S.; Utsunomiya, H.; Koski, J. A; Wu, B.M.; Cima, M. J.; Sohn, J.; Mukai, K.; Griffith, L. G.; Vacanti, J. P.; Survival and function of hepatocytes on a novel three-dimensional synthetic biodegradable polymer scaffold with an intrinsic network of channels. **Annals of Surgery**; v. 228(1), p. 8–13, 1998.

Kübler, N.; Michel, C.; Zöller, J.; Bill, J.; Mühling, J.; Reuther, J. Repair of human skull defects using osteoinductive bone alloimplants, **Journal of Cranio Maxillo-Facial Surgery**, v. 23, p. 337-436, 1995.

Lai, J. Y.; Chen, K. J. Localization of parts with irregular shape for CMM inspection, **Int J Adv Manuf Technol**, Vol. 32, p. 1188-1200, 2007.

Lam, C. X. F.; Moa X. M.; Teoh, S. H.; Hutmacher, D. W. Scaffold development using 3D printing with a starch-based polymer, **Material Science Engineering C**. v. 20, p. 49–56, 2002.

Langford, R. J.; Frame, J. W. Surface analysis of titanium maxillofacial plates and screws retrieved from patients, **International Journal Oral Maxillofacial Surgery**, v. 31, p. 511-518, 2002.

Lara, W. C.; Schweitzer, J.; Lewis, R. P.; Technical considerations in the use of polymethylmethacrylate in cranioplasty. **J. Long Term Eff Med Implants**; p. 8:43, 1998.

Lee, M. Y.; Chang, C. C.; Lin, C. C.; Lo, L. J.; Chen, Y. R. Custom Implant Design for Patients with Cranial Defects, **IEEE Engineering in Medicine and Biology**, p. 38-43, 2002.

Lee, G.; Barlow, J. W.; Fox, W.C.; Aufdermorte, T. B.; **Biocompatibility of SLS-formed calcium phosphate implants**. Proceedings of Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin, TX, p. 15–22, 1996.

Lee, M. Y.; Chang, C. C.; Lin, C. C.; Lo, L.J.; Chen, Y. R. T Medical rapid prototyping in custom implant design for craniofacial reconstruction, **0-7803-7952-7/03/ - IEEE**, p. 2903-2908, 2003.

Leong, K. F.; Cheah, C. M.; Chua, C. K. Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs, **Biomaterials**, v. 24, p. 2363–2378, 2003.

Li, Y.; Gu, P. Free-form surface inspection techniques state of the art review, **Computer-Aided Design**, v. 36, p. 1395–1417, 2004.

Lill, W.; Solar, P.; Ulm, C.; Watzek, G.; Blahout, R.; Matejka, M.; Reproducibility of three-dimensional CT-assisted model production in the maxillofacial area. **Br. Journal Maxillofacial Surgery**, v. 30, p. 233-236, 1992.

Lin, Y. P, Wang, C. T.; Dai, K. R. Reverse engineering in CAD model reconstruction of customized artificial joint, **Medical Engineering & Physics**, v. 27, p. 189–193, 2005.

Lo, L. J.; Chen, Y. R.; Tseng, C. S.; Lee, M.Y. Computer-Aided Reconstruction of Traumatic Fronto-Orbital Osseous Defects: Aesthetic Considerations, **Chang Gung Med. J.**, v. 27, n. 4, p. 283-290, April 2004.

Lohfeld, S.; Barron, V.; Mchugh, P. E. Biomodels of Bone: A Review, **Annals of Biomedical Engineering**, v. 33, n. 10, p. 1295–1311, October 2005.

Lorenz – W. Lorenz Surgical - A Biomet Company; <http://www.lorenzsurgical.com>; Acesso: dez. 2007.

Malis, L.I.; Titanium mesh and acrylic cranioplasty, **Neurosurgery**, v. 25, p. 351–355, 1989.

Matsuno, A.; Tanaka, H.; Iwamuro, H.; Takanashi, S.; Miyawaki, S.; Nakashima, M.; Nakaguchi, H.; Nagashima, T. Analyses of the factors influencing bone graft infection after delayed cranioplasty, **Acta Neurochirurgica (Wien)**, v. 148, p. 535–540, 2006.

Noort, R. V.; **Introdução aos Materiais Dentários**, Editora Artmed, 2ª edição, Porto Alegre, 2004.

Prolo, D. J.; Oklund, S. A. The use of bone grafts and alloplastic materials in cranioplasty. **Clin Orthop**, v. 268, p. 270–278, 1991.

Provenza, F. **Moldes para plásticos**, Centro de comunicação gráfica da escola “Pro-Tec”, 1978.

Rimell, J. T.; Marquis, P. M. Selective laser sintering of ultra high molecular weight polyethylene for clinical applications. **Journal Biomed. Mater. Res.**, v. 53, p. 414–420, 2000.

Roccuzzo, M.; Ramieri, G.; Spada, M. C.; Bianchi S. D.; Berrone S. Vertical alveolar ridge augmentation by means of a titanium mesh and autogenous bone grafts, **Clinical Oral Impl. Res.**, v. 15, p. 73–81, 2004.

Rotaru, H.; Baciut, M.; Stan, H.; Bran, S.; Chezan, H.; Josif, A.; Tomescu, M.; Kim, S. G.; Rotaru, A.; Baciut, G. Silicone rubber mould cast polyethylmethacrylate-hydroxyapatite plate used for repairing a large skull defect, **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 34, p. 242–246, 2006.

Sanan, A.; Haines, S. Repairing Holes in the Head: A History of Cranioplasty, **Neurosurgery**, v. 40, n. 3, p. 588-603, 1997.

Santos, L. A.; **Desenvolvimento de Cimento de Fosfato de Cálcio reforçado por Fibras para Uso na Área Médico-Odontológica**; Universidade Estadual de Campinas – Faculdade de Engenharia Mecânica, Comissão de Pós-Graduação em engenharia Mecânica, Tese de Doutorado, fev. 2002.

Schiffer, J.; Gur, R.; Nisim, U.; Pollak, L. Symptomatic patients after craniectomy. **Surgery Neurological**, v. 47, p. 231–237, 1997.

Schiller, C.; Rasche, C.; Wehmöller, M.; Beckmann, F.; Eufinger, H.; Epple, M.; Weihe, S. Geometrically structured implants for cranial reconstruction made of biodegradable polyesters and calcium phosphate/calcium carbonate, **Biomaterials**, v. 25, p. 1239–1247, 2004.

Schipper, J.; Ridder, G. J.; Spetzger, U.; Teszler, C. B.; Fradis, M. e Maier, W. Individual prefabricated titanium implants and titanium mesh in skull base reconstructive surgery. A report of cases, **Eur Arch Otorhinolaryngol**, v. 261, p. 282–290, 2004.

Sousa, T. H. S.; Fortulan, C. A.; Antunes E. S.; Purquerio B. M.; **Projeto e manufatura de uma matriz porosa do compósito pmma/hidroxiapatita para implantes bioativos**, 17º CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 15 a 19 de Novembro de 2006, Foz do Iguaçu, PR, Brasil.

Spitz, S. N. **Dimensional inspection planning for coordinate measuring machines**, PhD Dissertation, University of Southern California, 1999.

Staffa, G.; Nataloni, A.; Compagnone, C.; Servadei, F. Custom made cranioplasty prostheses in porous hydroxy-apatite using 3D design techniques: 7 years experience in 25 patients, **Acta Neurochir (Wien)**, v. 149, p. 161–170, 2007.

Tan, F. X.; Li, M. Z.; Cai, Z.Y. Research on the process of multi-point forming for the customized titanium alloy cranial prosthesis, **Journal of Materials Processing Technology**, v. 187-188, p. 453-457, 2007

Vail, N. K.; Swain, L. D.; Fox, W. C.; Aufdemort, T. B.; Lee, G.; Barlow, J. W. Materials for biomedical applications. **Mater. Des.**, v. 20, p. 123–132, 1999.

Volpato, N.; Foggiatto, J. A.; Mercer-Neto, I. **Uma Análise Dimensional e de Acabamento Superficial do Processo de Prototipagem Rápida FDM 2000**, Anais do III Congresso Nacional de Engenharia Mecânica – CONEM, Belém-PA, v. 1, p. 1-10, 2004.

Volpato, N.; Souza, T. R.; Menezes, R. M. **Um aplicativo para planejamento de processo de prototipagem rápida**, IX Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica, 2005.

Watari, F.; Yokoyama, A.; Omori, M.; Hirai, T.; Kondo, H.; Uo, M.; Kawasaki, T. Biocompatibility of materials and development to functionally graded implant for bio-medical application, **Composites Science and Technology**, v. 64, p. 893–908, 2004.

Wehmöller, M.; Eufinger, H.; Kruse, D.; Maßberg, W. CAD by processing of computed tomography data and CAM of individually designed prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 24, p. 90-97, 1995.

Wehmöller, M.; Weihe, S.; Rasche, C.; Eufinger, H. **Experiments for examination of precision (in CAS)**, International Congress Series 1256, p. 720-725, 2003.

Weihe, S.; Schiller, C.; Rasche, C.; Hassfeld, S.; Wehmöller, M.; Knoop, H.; Epple, M.; Eufinger, H. **CAD/CAM prefabricated individual skull implants: new aspects in robot resection and guided bone regeneration**, International Congress Series 1268, p. 584-590, 2004.

Weihe, S.; Wehmöller, M.; Schliephake, H.; Hassfeld, S.; Tschakaloff, A.; Raczowsky, J.; Eufinger, H. Synthesis of CAD/CAM, robotics and biomaterial implant fabrication: single-step reconstruction in computer-aided frontotemporal bone resection, **International Journal Oral Maxillofacial Surgical**, v. 29, p. 384, 2000.

Widmer, M. S.; Mikos, A. G. Fabrication of biodegradable polymer scaffolds for tissue engineering. In: Patrick Jr. C. W.; Mikos A. G.; McIntire L. V.; editors. **Frontiers in tissue engineering**. New York, NY: Elsevier Science, p. 107-20, 1998.

Wurm, G.; Tomancok, B.; Holl, K.; Trenkler, J. Prospective study on cranioplasty with individual carbon fibre reinforced polymere (CFRP) implants produced by means of stereolithography, **Surgery Neurological**, v. 62, p. 510-21, 2004.

Yacubian-Fernandes A.; Laronga P. R.; Coelho R. A.; Ducati L. G.; Silva M. V. Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato, **Arq. Neuropsiquiatria**, v. 62(3-B), p. 865-868, 2004.

Yeong, Y.; Chua, C. K.; Leong, K. F.; Chandrasekaran, M. Rapid prototyping in tissue engineering: challenges and potential, **TRENDS in Biotechnology**, v. 22, n.12, p. 643-652, dec. 2004.

Yoshihiro, Y.; Mendel, E.; Corey, R. Acrylic Cranioplasty with Alginate Molding: Technical Note, **Neurosurgery**, v. 41, p. 305-306, 1997.