

USINAGEM DE PRÓTESES A PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS

Dalberto Dias da Costa

Departamento de Engenharia Mecânica – UFPR – Caixa Postal 19011 – Curitiba - PR

Email: dalberto@demec.ufpr.br - Fone (41) 361-3207

Hélio Pedrini

Departamento de Informática – UFPR – Caixa Postal 19081 – Curitiba - PR

E-mail: helio@inf.ufpr.br – Fone: (41) 361-3410

Ovandir Bazan

Departamento de Engenharia Mecânica – UFPR

Email: obazan@pop.com.br – Fone: (41) 3022-8686

Resumo. *A fabricação de próteses para substituição de tecidos duros tem sido um tema recorrente em diversos trabalhos científicos na área de engenharia biomédica. Recentemente, com o avanço das técnicas de processamento de imagens para reconstrução de modelos tridimensionais a partir de imagens tomográficas, há uma crescente utilização de implantes pré-fabricados para correção cirúrgica, permitindo a redução do tempo de cirurgia, da morbidade, da dor pós-operatória, do risco de infecções e rejeições, além de apresentar melhores resultados estéticos. Dentre as alternativas para a fabricação de próteses sob medida, destaca-se o uso das tecnologias CAM (Computer-Aided Manufacturing) e CNC (Computer Numerical Control). Entretanto, existem ainda inúmeros desafios referentes à integração da informação (imagens) obtida por tomografia aos sistemas CAM-CNC comerciais. O objetivo deste trabalho é descrever e discutir um estudo de caso sobre a usinagem direta de uma prótese para fins médicos. Um conjunto de imagens tomográficas de um crânio humano seco foi utilizado como fonte primária de informação. Utilizando softwares específicos da área médica, as regiões de interesse (contornos) foram segmentadas para a obtenção de um modelo tridimensional do referido objeto. Uma região de interesse (futura prótese) foi extraída do sólido modelado e posteriormente processada em um sistema CAM. A usinagem desse modelo extraído foi realizada em um centro de usinagem com três eixos comandados em um bloco de polimetilmetacrilato. Pôde-se concluir que a aplicação da usinagem direta propiciou excelentes resultados, do ponto de vista estético e do tempo de fabricação, dentro das condições avaliadas.*

Palavras-chave: *usinagem, próteses sob medida, cranioplastia, processamento de imagens.*

1. INTRODUÇÃO

A modelagem geométrica baseada em recursos computacionais tem evoluído significativamente desde o surgimento, na década de 1950, dos primeiros sistemas CAD (*Computer-Aided Design*). Isto vem propiciando aos projetistas a concepção de componentes com elevada complexidade. Entretanto, apesar do surgimento quase concomitante da tecnologia CNC (*Comando Numérico Computadorizado*), a fabricação desses modelos virtuais representou, por várias décadas, um grande gargalo dentro dos sistemas de produção.

Recentemente, novas tecnologias de apoio à manufatura, também denominadas CAM (*Computer-Aided Manufacturing*), vêm aumentando o nível de integração entre os sistemas para modelagem digital e os processos de fabricação. Atualmente, superfícies de elevada complexidade geométrica, tais como aquelas encontradas em moldes para injeção e fundição, podem ser

fabricadas em poucas horas e com baixa interferência humana. Isto contrasta-se às semanas e aos profissionais habilitados necessários à fabricação de tais produtos nas décadas passadas.

Além disso, outras tecnologias, igualmente dependentes de sistemas informatizados, vêm surgindo e tornando cada vez mais simples e integradas as etapas de concepção e fabricação. Dentre elas destacam-se a digitalização de superfícies — a qual vem reduzindo drasticamente os tempos de modelagem e desenho — e os processos de fabricação por camadas. Tais avanços têm implicado em novos conceitos, como a engenharia reversa e a prototipagem rápida.

Em outro ramo do conhecimento observa-se também um grande avanço de uma disciplina relativamente nova, a bioengenharia, a qual pode ser, de forma simplificada, entendida como a aplicação dos princípios da engenharia para resolver problemas em medicina. Um dos resultados dessa associação tem sido observado na plástica restauradora, principalmente na reconstrução de tecidos duros (ossos) da região craniofacial.

A restauração da região craniana, ou cranioplastia, é uma técnica cirúrgica realizada há vários séculos (Agner⁽¹⁾). Apesar disto, seu sucesso depende em grande parte da experiência e habilidade dos médicos cirurgiões, pois os implantes, na maioria dos casos, ainda são moldados durante a cirurgia.

Atualmente, existe uma corrente de pesquisadores e cirurgiões, ver por exemplo Wehmöller⁽²⁾ e Eufinger⁽³⁾, que defende a utilização de implantes pré-moldados, em oposição às técnicas intra-operativas. Dentre os argumentos apresentados para essa nova abordagem, destaca-se: menor tempo de cirurgia; redução dos riscos de inflamações, de infecções, da morbidade e da dor pós-operatória; e melhores resultados estéticos.

Processos tradicionais de manufatura, tais como a fundição, a conformação, a usinagem, suas combinações e, recentemente, os processos de fabricação por camadas, vêm sendo empregados na confecção dos implantes em titânio, acrílico, hidroxiapatita e outros biocompósitos. (Heissler⁽⁴⁾, Soo⁽⁵⁾, Eufinger⁽³⁾, Carr⁽⁶⁾ e D'Urso⁽⁷⁾, respectivamente).

Entretanto, a grande dificuldade encontrada na utilização desses processos de manufatura reside na necessidade de obtenção de um modelo físico ou virtual do implante a ser fabricado a partir de imagens digitais.

Essas imagens geralmente são obtidas por tomografia computadorizada. Esse processo produz, pela aplicação de radiação ionizante (Raios-X) sobre o órgão de interesse, um conjunto de fatias bidimensionais tomadas em planos paralelos e perpendiculares à direção de varredura (Vieira⁽⁸⁾). Essas fatias são representadas, no formato digital, por uma malha retangular de elementos de imagem (pixels) para os quais se define a cor e a posição.

De um modo geral, os sistemas CAD utilizados na modelagem de componentes mecânicos não dispõem de recursos para importação e processamento desse tipo de imagem. Dessa forma, torna-se necessária a utilização de outras ferramentas para, em cada fatia, separar as regiões de interesse e vetorizar os contornos resultantes. Após a vetorização, pode-se obter, por interpolações, superfícies externas e internas e, por fim, reconstruir o sólido de interesse.

Apesar de disporem de várias alternativas para interpolações de superfícies, os CAD mecânicos não possibilitam a reconstrução automática de fatias complexas, as quais podem ser caracterizadas pela presença de contornos múltiplos e (ou) abertos como também pela ocorrência de ramificações entre fatias adjacentes.

Em função disso, existem softwares dedicados ao processamento e reconstrução tridimensional de imagens médicas. Além disso, eles propiciam a exportação das regiões reconstruídas em formatos compatíveis com os sistemas CAD/CAM, tais como IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*) e o STL (*Stereolithography*).

Enquanto técnica alternativa à fabricação de implantes, a usinagem direta, por ser um processo de remoção de um sólido (matéria prima) por outro (ferramenta), possui algumas restrições, dentre as quais pode-se destacar:

- o tamanho das cavidades e arestas côncavas é limitado pelo volume da ferramenta;
- é impossível a obtenção de cavidades fechadas;

- em uma mesma fixação só se pode obter, no máximo, um sólido de $(n-1)$ superfícies. Isto implica em duas, ou mais, fixações para a usinagem completa;
- a mudança para uma segunda fixação exige a necessidade de manutenção dos referenciais definidos na primeira, sem os quais não se pode manter correspondência entre as superfícies; e
- o material a ser usinado deve possuir rigidez estática e dinâmica para suportar as tensões cíclicas originadas durante o corte.

Diante deste contexto, o principal objetivo deste trabalho é apresentar e discutir as possibilidades da utilização da usinagem direta para a fabricação de próteses para cranioplastia. Nas seções seguintes, apresenta-se, nesta ordem, a metodologia empregada em um estudo de caso, os resultados obtidos, conclusão e referências bibliográficas.

2. METODOLOGIA

A fabricação de implantes para cranioplastia tem, como ponto de partida, a obtenção de imagens do paciente. Entretanto, a aplicação desta metodologia para tratamento de seres vivos não faz parte do escopo deste trabalho. Não obstante, procurou-se adotar condições próximas daquelas reportadas na literatura médica, o que implicou na adoção de um crânio humano seco, como fonte primária de informações, e a usinagem de uma possível prótese em Polimetilmetacrilato (PMMA).

A metodologia exposta a seguir pode ser resumida nas seguintes etapas: preparação do crânio; obtenção e processamento das imagens tomográficas; simulação e usinagem da prótese; e inspeção visual e dimensional da prótese e dos modelos.

2.1. Preparação do Crânio

O crânio humano é um sólido, de elevada complexidade geométrica, composto de várias superfícies. Desta forma, foi necessária a construção de um dispositivo (Figuras 1a-c) para alinhamento e fixação do mesmo. Isto garantiu um referencial único em todas as fases do estudo (Figura 1a). “X-Z” corresponde ao plano coronal; “Y-Z” é o correspondente do plano sagital e “X-Y” é o plano transversal.

O suporte utilizado para o alinhamento e fixação foi confeccionado a partir de placas de acrílico de uso industrial. Este material foi escolhido por apresentar baixa interferência durante os exames tomográficos, ou seja, é um material que não produz artefato.

Além do alinhamento e fixação do crânio no suporte de acrílico, procurou-se estabelecer referenciais nas superfícies externas do mesmo, de forma que as medidas, em várias direções, fossem sempre feitas nos mesmos pontos com auxílio de instrumentos manuais. O método utilizado consistiu-se na colagem de pequenos tubos de silicone radiopaco ($\phi 1,5\text{mm} \times \phi 3\text{mm} \times 10\text{mm}$) oriundos de cateteres empregados em quimioterapia.

Pode-se observar essa montagem a partir da foto exposta na Figura 1; além dos pontos referenciais já mencionados, dois tubos foram colados perpendicularmente na base do suporte de acrílico e serviram para determinar os eixos “X” e “Z” (Figura 1a).

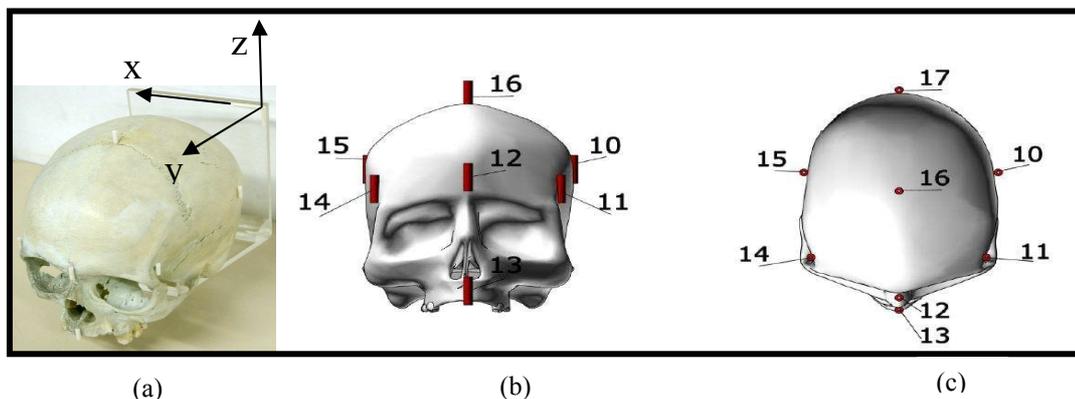


Figura 1. Identificação dos eixos e pontos referenciais no crânio.

Após todas as etapas de preparação, efetuou-se a medição do crânio. Utilizou-se uma MMC (*Máquina de Medir por Coordenadas*) marca Mitutoyo, modelo B-241, com resolução de 0,001 mm. Realizaram-se três medições para cada comprimento entre os pontos referenciais no plano “X-Y”. Na direção “X” mediu-se as distâncias “10-15” e “11-14”. No eixo “Y” mensurou-se a distância “12-17” (Figura 1c). Deve-se observar que todas as medidas foram feitas sobre o ponto médio na direção axial dos tubos e sempre no plano “X-Y”, o qual coincide com plano das imagens tomográficas.

2.2. Obtenção e Processamento das Imagens Tomográficas

O exame tomográfico do crânio foi realizado em um tomógrafo helicoidal marca *General Electric* modelo *HiSpeed CT*. O software para aquisição de imagens foi o *Image Works System*, também da *General Electric*. O crânio foi alinhado no tomógrafo tendo o eixo “Z” coincidindo com a direção de varredura. Obteve-se 149 imagens tomográficas, iniciando-se a partir do ponto oposto ao referencial 16 (Figura 1b). O tomógrafo foi pré-ajustado de acordo com os parâmetros apresentados na Tabela 1.

Após a varredura de todo o crânio, obteve-se 149 arquivos correspondentes às 149 seções transversais tomografadas. As imagens e todos os dados referentes ao ensaio foram gravados em mídia digital (CD-ROM) no formato DICOM.

Em seguida, empregou-se os softwares *Mimics V. 8.02* da empresa *Materialize* e o *3D Doctor* da *Able Software* para modelagem tridimensional, a qual foi dividida nas seguintes fases: separação dos planos (ou imagens) de interesse; separação das regiões (contornos) de interesse em cada imagem; vetorização dos contornos; e reconstrução tridimensional de todo o crânio. Após a obtenção desse modelo, separou-se uma região de interesse para posterior usinagem.

Tabela 1. Parâmetros de ajustagem do tomógrafo

Espessura das camadas (mm)	1,0
Espaçamento entre camadas (mm)	1,0
Campo de visão (mm)	250 x 250
Velocidade da mesa (mm/s)	0,7
Intensidade do feixe (KVp)	80
Corrente no tubo (mA)	60
Tamanho das imagens (pixels)	512 x 512
Nível da janela	40
Largura da janela	150
Escala Hounsfield	Janela óssea

2.3. Simulação e Usinagem

Após a obtenção da região de interesse, a mesma foi exportada no formato STL (*Stereolithography*). Esse formato foi a melhor opção encontrada nos dois softwares utilizados na modelagem tridimensional. A usinagem foi planejada e simulada somente para uma sub-região, oriunda do modelo reconstruído pelo software *Mimics*, pois a versão demonstrativa do *3D Doctor* não permitia a gravação nem a exportação de dados. O fresamento foi empregado por ser o processo de usinagem mais adequado à fabricação de superfícies complexas. Dentro deste contexto selecionou-se, para fins de avaliação, dois sistemas CAM:

- *EdgeCam V. 8.75* – produzido e comercializado pela *Pathtrace Engineering Systems*; e
- *PowerMill 3.0.* – de propriedade da *Delcam* e licenciado para a empresa *Targem* de Curitiba.

A sub-região de interesse escolhida para usinagem foi composta por três superfícies: uma interna, resultante da reconstrução de todos os contornos internos; a externa correspondente aos contornos externos e uma terceira superfície plana resultante da interseção dessas duas superfícies com um plano de corte normal ao eixo “Z”.

O material escolhido foi o polimetilmetacrilato (PMMA) auto-polimerizante marca *Clássico* tipo *Jet incolor*. O acrílico foi escolhido por se tratar de um produto de fácil aquisição, tanto no

questo preço como pela disponibilidade no mercado local, pela sua preferência na correção de grandes defeitos em relação à hidroxiapatita, como também pela sua maior usinabilidade quando comparada ao titânio.

Uma peça na forma de um paralelepípedo (65 x 145 x 175 mm) foi moldada em uma caixa plástica revestida com Cera Rosa de uso odontológico. No centro da caixa montou-se uma peça, previamente preparada em acrílico, para desempenhar o papel de um macho para alívio da região central da prótese.

Todas as etapas de usinagem foram executadas em centro de usinagem vertical, marca *Romi*, modelo *Discovery 4022*, equipado com comando CNC Mach9. Deve ser observado que durante a usinagem, o eixo de varredura do tomógrafo coincidiu com o eixo vertical “Z” da máquina-ferramenta.

Após o esquadreamento do bloco de acrílico, executou-se a usinagem das três superfícies e sem fluido de corte nas seguintes etapas: faceamento, em “Z constante”, da superfície plana; desbaste da superfície interna (cavidade); acabamento da superfície interna; rotação, alinhamento e nova fixação do bloco; desbaste da superfície externa; e acabamento (em duas fases) da superfície externa.

As condições de corte — velocidade de corte (V_c), velocidade de avanço (V_f), profundidade de corte (a_p) e penetração de trabalho (a_e) — para cada uma dessas etapas são apresentadas na Tabela 2. As ferramentas, de acordo com a referência na Tabela 2, foram as seguintes:

#1. Cabeçote para faceamento (ϕ 63 mm) com 05 insertos em metal duro; marca *Sandvik*, modelo R390-06317M.

#2. Fresa de topo em metal duro, revestida com TIALN. Diâmetro de 10 mm e quatro arestas de corte; marca *Karbo-Tools* modelo R4 10,0-075-22,0.

#3. Fresa de ponta esférica com duas pastilhas em metal duro revestido; marca *Kieninger*; modelo WPR 12-N-CPN266 e raio 12 mm.

#4. Fresa de topo com duas pastilhas em metal duro. Diâmetro de 20 mm; marca *Fette* modelo ART. NR. 1069454.

Tabela 2. Condições operacionais adotadas na usinagem

Operação	Estratégia	V_c [m/min]	V_f [mm/min]	a_p [mm]	a_e [mm]	ferramenta
Desbaste do bloco	Faceamento	300	800	variável	Variável	#1
Sup. plana	Z constante com limpeza de área	110	1700	2,0	8,0 - máx	#2
Desbaste superfície interna	Z constante com limpeza de área	110	1700	2,0	8,0 - máx	#2
Acabamento superfície interna	Varredura (raster) com Y constante	225	3000	0,3 máx.	Variável	#3
Desbaste da superfície externa	Z constante com limpeza de área	375	2100	1	18,0 máx.	#4
Acabamento superfície externa (1ª fase)	Varredura (raster) com Y constante	225	2100	0,3 máx.	Variável	#3
Acabamento superfície externa (2ª fase)	Z constante com limpeza de área	375	2500	0,15	18,0 máx	#4

Para a usinagem externa empregou-se um sistema de fixação diferente daquele utilizado nas operações precedentes. O bloco foi girado, alinhado e fixado, por meio de um adesivo de secagem

rápida, em uma placa previamente retificada. O acabamento da superfície externa foi realizado em duas fases: Na primeira, empregou-se uma estratégia de varredura (*raster*) até a profundidade (direção “Z”) de 32 mm. Após este nível alterou-se a estratégia para “Z constante”, com o intuito de evitar o rompimento prematuro da prótese em relação ao bloco.

2.4. Inspeção Visual e Dimensional da Prótese e dos Modelos

Após a execução de todas as etapas de usinagem, a prótese foi retirada da máquina e inspecionada. Os instrumentos empregados foram: paquímetro marca *Mitutoyo* com capacidade de 0 a 300 mm e resolução de 0,02 mm, além de um traçador de altura com capacidade de 0 a 450 mm e resolução de 0,02 mm equipado com um relógio apalpador. Os pontos de referência foram aqueles indicados na Figura 1.

Além da inspeção da prótese, medidas obtidas nos softwares *Mimics* e *3D Doctor*, nas fatias de referência, também foram comparadas com a medição realizada sobre os referenciais no modelo físico (crânio). Essas últimas foram feitas em uma máquina de medir por coordenadas, marca *Mitutoyo*, modelo B-241.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Após a tomografia e obtenção das 149 fatias, modelou-se o crânio em ambos os softwares. Pode-se observar que visualmente o modelo virtual assemelha-se ao modelo físico, apresentando externamente as suturas, falhas e os tubos marcadores, conforme mostrado na Figura 2.

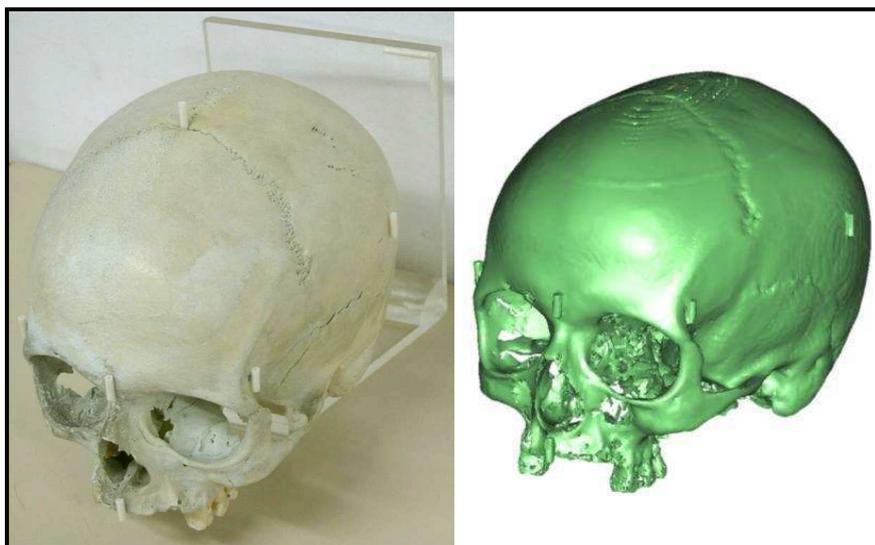


Figura 2. Modelo físico (crânio seco) à esquerda e modelo virtual à direita, reconstruído no software *Mimics*.

Após a modelagem de todo o crânio, selecionou-se uma região para posterior usinagem. Essa região coincidiu com parte superior da calota craniana, delimitada pelas fatias de nº 149 (última seção da parte superior) e nº 105. Essa distância foi arbitrada para assegurar que tanto na superfície interna, como na externa, não ocorresse o sombreamento de contornos, para que o fresamento fosse realizado do menor para o maior contorno em apenas duas fixações.

Apesar das condições usinagem adotadas não serem frutos de uma otimização, os valores apresentados na Tabela 2 permitiram a obtenção da prótese em 7 horas, incluindo os tempos de simulação, geração dos programas CN (*Comando Numérico*), montagem das ferramentas, fixações e corte. Em parte, deve-se creditar a esse baixo tempo a facilidade propiciada pelas sistemas CAM na obtenção dos programas CN para o fresamento.

Além disso, nas condições adotadas o acrílico (PMMA) apresentou usinabilidade excelente, o que pôde ser comprovado pela não necessidade de uso de fluido de corte, o não “empastamento”

das arestas de corte, como também pela obtenção de cavacos curtos na forma de fita que não comprometeram, em nenhum momento, as operações de fresamento.

As Figuras 3a-b representam, respectivamente, a simulação da operação de desbaste da superfície externa, obtida com auxílio do CAM *PowerMill*, e a sua fabricação no centro de usinagem *Romi/Discovery 4022*. Pode-se observar no detalhe da Figura 3b o tamanho dos cavacos obtidos. Apesar de uma grande concentração dos mesmos dentro da cavidade em usinagem, eles não comprometeram a operação, pois não produzem riscos na superfície usinada nem restringem a trajetória da fresa. O que se recomenda é a utilização de um aspirador com bocal próximo à ferramenta para facilitar a limpeza da máquina.

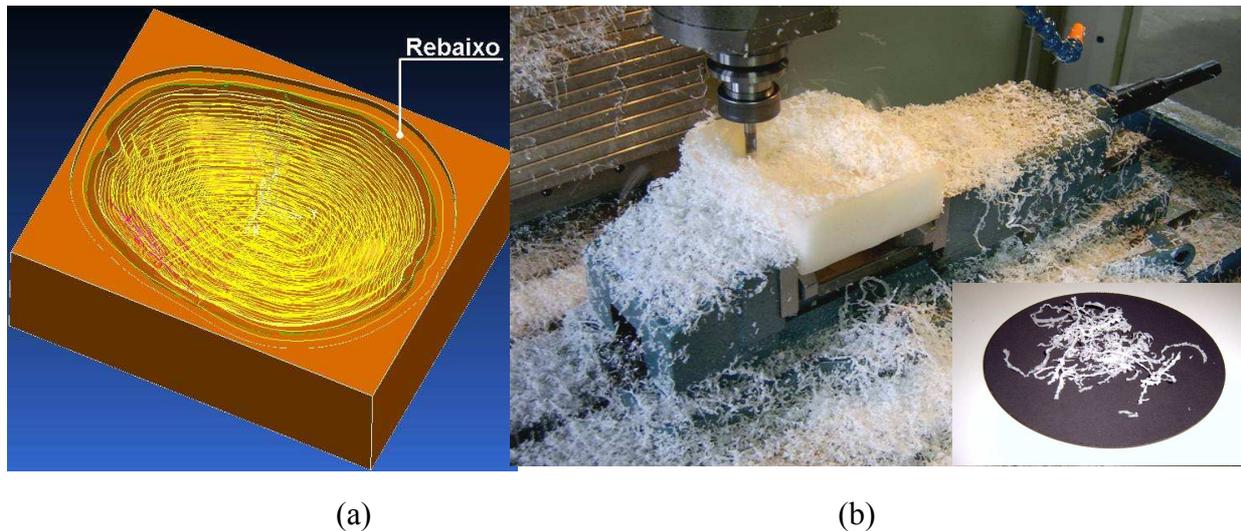


Figura 3. (a) Simulação para o desbaste da superfície interna e (b) usinagem.

Apesar de apresentar uma porosidade elevada, decorrente do processo de moldagem do bloco de acrílico, a superfície externa da prótese usinada, assemelha-se muito à sub-região reconstruída, como também à calota superior do crânio. As Figuras 4a-c contêm, respectivamente, imagens da prótese, do modelo físico (crânio) e do modelo virtual.

Entretanto, pode-se observar, pelas setas indicadas que as suturas e as falhas, pequenos furos próximos à região occipital, aparentes nas Figuras 4b-c não aparecem na prótese usinada. Isto decorre, em parte, pelas variações de opacidade oriundas da preparação do acrílico, como também pela utilização de uma fresa de diâmetro grande (12 mm) na operação de acabamento.

Além disso, como era esperado, a última seção tomografada produziu uma superfície plana no topo do modelo reconstruído (detalhe na Figura 4c), como também na prótese usinada. Esse efeito pode ser minorado, caso seja necessário, pela extrapolação da superfície externa até o ponto mais alto correspondente no modelo físico.

A Tabela 3 contém os resultados da inspeção dimensional realizada no modelo físico e nas fatias de correspondentes aos referenciais fixados no crânio. Cada valor na referida tabela é uma média de três observações realizada pelo mesmo inspetor. As distâncias entre os marcadores foram obtidas com auxílio de medição por contato, paquímetro e MMC, e sem contato utilizando a ferramenta “distância” disponível nos softwares *Mimics* e *3D Doctor*.

As diferenças verificadas devem ser creditadas, em parte, à baixa rigidez dos tubos de silicone colados no crânio. Por outro lado, nas técnicas sem contato, a seleção do ponto (pixel) de referência é feita manualmente com auxílio do *mouse*, o que implica em baixa repetibilidade.

Após a usinagem mediu-se as dimensões máximas de altura, largura e comprimento da prótese obtida. A largura e o comprimento (base da prótese) foram comparadas com as medidas na imagem tomográfica correspondente com auxílio da ferramenta de medição do *3D Doctor*. Esses resultados podem ser verificados na Tabela 4. A altura “Z” encontrada no modelo usinado pode ser

confrontada com o espaçamento de 1mm entre cada camada tomográfica e o número de fatias empregadas na reconstrução. Utilizou-se 45 fatias (105 – 149) totalizando 44 mm de espaçamento.

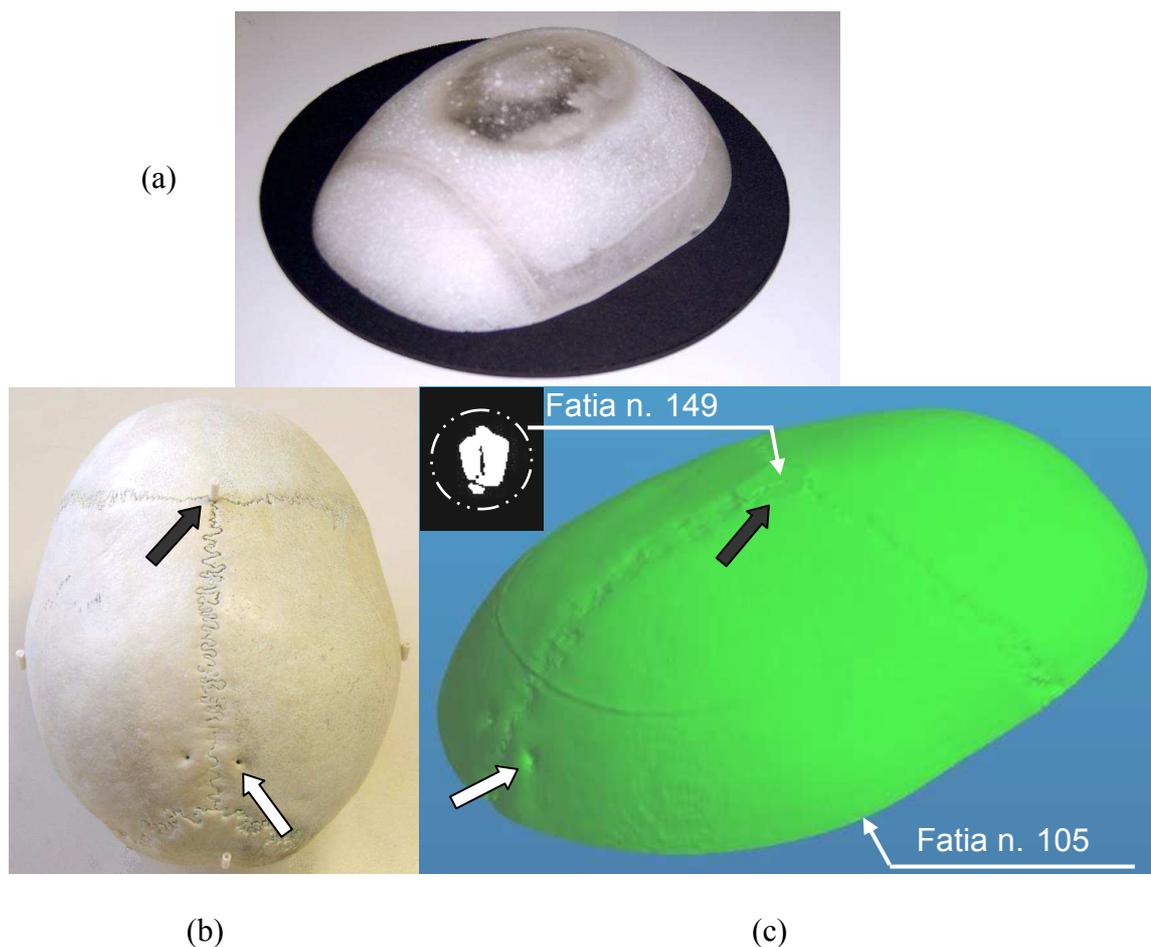


Figura 4. (a) Foto da prótese usinada. (b) Vista superior do crânio. (c) Modelo virtual após a reconstrução.

Tabela 3. Distâncias entre os referenciais mensuradas por técnicas diferentes

Distâncias	MMC (mm)	Paquímetro (mm)	Mimics (mm)	3D Doctor (mm)
11-14	99,576	99,453	99,96	100,159
10-15	139,785	139,813	139,95	140,081
12-17	180,888	181,133	180,70	180,943

Tabela 4. Medições após a usinagem da prótese (mm)

Origem da medida	Altura	Largura	Comprimento
Modelo usinado	44,02	133,10	163,20
Fatia correspondente (105) no 3D Doctor		132,60	162,85

Os desvios encontrados em todo o processo, desde a aquisição das imagens até a confecção por usinagem, podem, em parte, ser creditados às técnicas de medição empregadas. Entretanto, uma análise mais completa faz-se necessária para separar a variância inerente à medição daquelas induzidas pelos processos de aquisição, vetorização, reconstrução e usinagem. Não obstante, os desvios totais são inferiores aos valores reportados por Choi⁽⁹⁾, quando da aplicação da fabricação de próteses por prototipagem rápida.

4. CONCLUSÕES

O trabalho apresentado teve por objetivo avaliar a viabilidade da aplicação da usinagem direta enquanto alternativa para fabricação de próteses para cranioplastia. Este objetivo foi atingido e, para as condições analisadas, pode-se dizer que a usinagem produziu excelentes resultados nos aspectos estéticos e de tempo de produção. Além disso, os desvios dimensionais observados não podem ser creditados somente ao processo de usinagem, mas sim para toda a cadeia de processamento, como também às técnicas de medição empregadas. Não obstante, a usinabilidade de outros biomateriais deve ser investigada, tais como o titânio e a hidroxiapatita. Outro aspecto importante a ser considerado está relacionado com a esterilização e fixação da prótese no paciente. Dessa forma, uma conclusão definitiva sobre a viabilidade da usinagem direta, enquanto técnica alternativa para fabricação de implantes, só poderá ser comprovada após a realização de ensaios de biocompatibilidade.

5. AGRADECIMENTOS

Ao Professor Armim Weber do Dept. de Anatomia da UFPR.

Ao IBEG – Instituto de Bioengenharia Erasto Gaertner.

6. REFERÊNCIAS

1. AGNER, C.; McCONATHY, D.; DUJOVNY, M. Evaluation of autogenic, xenogenic and alloplastic materials used for cranioplasty; **Crit. Rev. Neurosurg.**, v. 7, p. 365-372, 1997.
2. WEHMÖLLER, M. et al. Experiments for examination of precision (in CAS). In: Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition, 2003, Londres. **International Congress Series** n.1256, p. 720-725; 2003.
3. EUFINGER, H.; SAYLOR, B. Computer-assisted Prefabrication of Individual Craniofacial Implants, **AORN Journal**; v. 74, n. 5, p. 648-654; nov. 2001.
4. HEISLER, E. et al. Custom-made Cast Titanium Implants Produced with CAD/CAM for the Reconstruction of Cranium Defects; **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**, v. 27; p. 334-338, 1998.
5. SOO, S. et al. The Longitudinal Accuracy of Fit Titanium Implant Superstructures Superplastically Formed on Investment Models; **Dental Materials**, n. 20, p. 269-276, 2004.
6. 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, fev. 1997.
7. D'URSO, P. S. et al. Stereolithographic Biomodelling in Craniofacial Surgery: a Prospective Trial, (Abstract); **Journal of Craniomaxillofacial Surgery**, v. 27, n. 1, p. 30-37, 1999.
8. VIEIRA, E. B. **Desenvolvimento de um Sistema de Tomografia Computadorizada Aplicado a Ensaios Não Destrutivos**. 2000. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2000.
9. CHOI, J.-Y. et al. Analysis of Errors in Medical Prototyping Models; **International Journal of Maxillofacial Surgery**, v. 31, p. 23-32; 2002.

PROSTHESIS MACHINING FROM TOMOGRAPHIC IMAGES

Dalberto Dias da Costa

Departamento de Engenharia Mecânica – UFPR – Caixa Postal 19011 – Curitiba - PR

Email: dalberto@demec.ufpr.br - Fone (41) 361-3207

Hélio Pedrini

Departamento de Informática – UFPR – Caixa Postal 19081 – Curitiba - PR

E-mail: helio@inf.ufpr.br – Fone: (41) 361-3410

Ovandir Bazan

Departamento de Engenharia Mecânica – UFPR

Email: obazan@pop.com.br – Fone: (41) 3022-8686

***Abstract.** Nowadays, tailored implants have been postulated as an advantageous method for reconstruction of cranial traumas. This new methodology is supported by the recent advances of CT (Computer Tomography) image processing. Its main advantages are concerned to reduction of surgical time, morbidity, postoperative pain, infection and rejection risks, besides to better aesthetic prostheses, when compared to in situ approaches. Among the strategies reported in medical literature, those ones based on CAM (Computer-Aided Manufacturing) and CNC (Computer Numerical Control) have presented more significant results. However, there are several problems related to the integration of CT data to CAM/CNC technology. The purpose of this work is to report an application of direct machining to fabricate a prosthesis for medical implantation in cranioplasty. A set of CT images from a dried human skull was taken as the primary information source. Dedicated medical softwares were applied to contour segmentation and three-dimensional modelling. A small and less complex region was cropped from the digital model and processed in a commercial CAM system. This separated region was milled in a three-axis machine center on a polymethylmethacrylate blank. Based on production time and aesthetic point-of view, it is possible to conclude on the direct machining feasibility as an alternative method to fabricate customised prostheses.*

***Keywords.** machining, cranioplasty, tailored prostheses, image processing*