

# MANUFATURA DE IMPLANTE CRANIANO CUSTOMIZADO UTILIZANDO IMPRESSÃO 3D E ESTAMPAGEM INCREMENTAL DE CHAPAS

Jovani Castelan <sup>1</sup>  
Anderson Daleffe <sup>2</sup>  
Daniel Fritzen <sup>3</sup>  
Lirio Schaeffer <sup>4</sup>

## Resumo

O objetivo deste trabalho é fabricar modelos físicos de crânios fraturados por impressão 3D e implantes pré-cirúrgicos personalizados em chapa de titânio puro grau 2. A fabricação antecipada do modelo e do implante permite ao cirurgião planejar e diminuir o tempo de cirurgia; a personalização contribui para o resultado estético e funcional do implante, já que considera a anatomia de cada paciente. Metodologia: a partir de imagens DICOM geradas por tomografia computadorizada de um crânio defeituoso, reconstrói-se digitalmente em CAD a parte com defeito e também a reparadora (implante). A fabricação do modelo físico da parte defeituosa é feita por impressão 3D. A fabricação do implante em chapa de titânio puro grau 2 é realizada por estampagem incremental - processo de baixo custo, que utiliza ferramental simples e que permite a fabricação customizada de implantes. As dimensões finais do implante e sua montagem atingiram resultados satisfatórios, indicando a eficiência dos recursos e parâmetros utilizados.

**Palavras-chave:** Implante; Estampagem incremental; Titânio; Customização.

## MANUFACTURE OF CUSTOMIZED CRANIAL IMPLANT USING 3D PRINTING, AND, INCREMENTAL SHEET FORMING

### Abstracts

The aim of this work is to fabricate physical models of skulls fractured by 3D printing and customized pre-surgical implant in pure titanium sheets. The early manufacturing of model and implant allows the surgeon to plan surgery and reduce the runtime; the personalization contributes to the aesthetic and functional outcome of the implant, since it considers the anatomy of each patient. Methodology: from DICOM images generated by computed tomography of defective skull, both defective and repaired parts are reconstructed digitally in CAD. The fabrication of the physical model of the defective part is made by 3D printing. The manufacture of the implant in titanium sheet grade 2 is performed by incremental sheet forming - low-cost process that uses simple tooling and allows the fabrication of custom implants. The final dimensions of the implant and its assembly achieved satisfactory results, indicating the efficiency of the resources and parameters used.

**Keywords:** Implant; Incremental forming; Titanium; Customization.

### I INTRODUÇÃO

Entre as cirurgias reparadoras, a cranioplastia é uma das mais frequentes, pois estão relacionadas a motivos diversos, tais como tumores, infecções e principalmente por fraturas, decorrentes de acidentes automobilísticos ou

atos interpessoais. Quando a área atingida supera 100 cm<sup>2</sup> de área, se torna necessária a utilização de implantes aloplásticos, pois a camada óssea perde a capacidade de regeneração e reintegração óssea. A maior parte dos

<sup>1</sup>Desenhista Industrial, Dr. em Engenharia, Laboratório de Transformação Mecânica – LdTM, Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS, Associação Beneficente da Indústria Carbonífera de Santa Catarina – SATC, Criciúma, SC, Brasil. E-mail: jovani.castelan@satc.edu.br

<sup>2</sup>Tecnólogo em Eletromecânica, Mestre em Engenharia, Laboratório de Transformação Mecânica – LdTM, Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS, Associação Beneficente da Indústria Carbonífera de Santa Catarina – SATC, Criciúma, SC, Brasil. E-mail: anderson.daleffe@satc.edu.br

<sup>3</sup>Tecnólogo em Automação Industrial, Mestre em Engenharia, Laboratório de Transformação Mecânica – LdTM, Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS, Associação Beneficente da Indústria Carbonífera de Santa Catarina – SATC, Criciúma, SC, Brasil. E-mail: daniel.fritzen@satc.edu.br

<sup>4</sup>Eng. Mecânico, Dr. Ing. em Conformação Mecânica, Laboratório de Transformação Mecânica – LdTM, Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS, Porto Alegre, RS, Brasil. E-mail: schaeffer@ufrgs.br

implantes (91.2%) está localizada na região neurocranial e temporal<sup>5</sup> [1].

Para o desenvolvimento destes implantes aloplásticos, recursos tecnológicos de computação gráfica, sistemas CAD/CAM, prototipagem rápida e processos de fabricação voltados a peças médicas individuais vem sendo desenvolvidos e aprimorados desde o início dos anos 1990. Sun e Lal [2], Singare et al. [3], Lieger et al. [4], Hou et al. [5], descrevem metodologias, fluxogramas e procedimentos para a reconstrução de tecidos ósseos utilizando estes recursos tecnológicos. Estes trabalhos apresentam a fabricação de implantes utilizando como matéria-prima polímeros biocompatíveis, manufaturados por diferentes processos de prototipagem rápida (estereolitografia, impressão 3D, sinterização seletiva a laser). Entretanto, o titânio puro (graus 2 e 4) ainda é um material que apresenta melhores resultados após longos períodos de tempo, mantendo características importantes relacionadas à biocompatibilidade. Além disso, de acordo com Wang [6], suas propriedades mecânicas são superiores às dos polímeros: módulo de elasticidade de 4 a 5 vezes superior ao do osso humano, em média e alta resistência à corrosão.

Implantes ósseos com áreas contínuas e de espessura uniforme, tais como a região crânio-facial e omoplata, podem ser fabricados em chapas de titânio puro grau 2. As ligas de titânio, segundo Azevedo [7], tais como Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb e Ti-13Nb-13Zr, tem um maior custo de produção e são indicadas para regiões de impacto e movimentação, como juntas de quadril, articulações do joelho e ossos longos, como tíbia e fêmur. Estas ligas, após tratamento térmico, podem atingir tensões-limite de resistência de até 900 MPa, enquanto o titânio puro grau 2, de acordo com Moosbrugger [8], pode atingir 520 MPa.

De acordo com o TIG [9], o titânio é largamente utilizado para a substituição de tecidos ósseos, articulações, implantes dentários, restaurações maxilo-cranio-faciais, dispositivos cardiovasculares (*stents*), órteses externas (próteses temporárias) e instrumentação cirúrgica. Mais de 1.000 toneladas em dispositivos de titânio são implantados em pacientes no mundo a cada ano. Requisitos para a substituição da articulação continuam a crescer, com o aumento da longevidade. Também há o desgaste não regenerável de ossos devido a atividades esportivas intensas ou perdas ósseas devido a acidentes de trânsito e conflitos interpessoais. Leve, forte e totalmente biocompatível, o titânio é um dos poucos materiais que correspondem naturalmente aos requisitos para implantação no corpo humano.

Com relação aos processos de fabricação, os implantes podem ser obtidos por processos de: fundição, usinagem, prototipagem rápida e estampagem tradicional. Fundição, usinagem e estampagem tradicional fazem uso de moldes e/ou matrizes de alto custo e são viáveis economicamente somente para grandes lotes de produção. A usinagem ainda apresenta a desvantagem de desperdício de matéria-prima e desgaste de ferramentas de corte. Os

processos de prototipagem rápida para metais (estereolitografia e a sinterização seletiva a laser) são apropriados para a produção de peças únicas, porém o custo do equipamento é alto – em uma pesquisa rápida são encontrados valores que oscilam entre 200.000 e 250.000,00 USD – isto para equipamentos que processam polímeros, como o Ciba-Tool SL5170. Equipamentos com esta tecnologia aplicados a metais podem atingir custos mais elevados, devido ao maior ponto de fusão do pó metálico e das aplicações mais específicas.

Diante deste contexto, o estudo de métodos eficientes, nos aspectos funcionais, estéticos, técnicos e econômicos, para a produção de implantes customizados, demonstra sua necessidade e seu objetivo geral é obter implantes pré-cirúrgicos, customizados e com menores custos do que os feitos por processos tradicionais, sejam usinados ou forjados.

## 2 METODOLOGIA

### 2.1 Etapa I - Modelagem

Imagens DICOM referentes às seções longitudinais do crânio defeituoso do paciente são obtidas via tomografia computadorizada. A conversão das DICOM em arquivo vetorial CAD 3D, extensão STL, é executada no software Invesalius\*. Neste estudo, 742 imagens DICOM foram processadas para gerar o sólido, mostrado na Figura 1.

O modelo digital do implante (denominado a partir daqui como 'implante') foi realizado no software CAD 3D Solidworks. Esta modelagem é feita a partir do modelo digital do crânio defeituoso (denominado como 'modelo'), disponível na extensão STL gerado anteriormente. Os contornos periféricos (linhas de contorno do implante) são projetados baseados no perímetro geométrico da fratura. Além do contorno, outras linhas-guia são criadas, para servirem como esqueleto da superfície do implante, baseadas na simetria axial existente entre os lados esquerdo e direito do crânio. A Figura 2 mostra o modelo do implante finalizado.

O planejamento da manufatura do implante é realizado no software EdgeCAM. Este software é destinado originalmente à área da indústria de transformação metal-mecânica e a um processo de fabricação específico: a usinagem dos metais. Porém, neste estudo será utilizado para duas finalidades específicas: a usinagem do molde inferior, em polímero e para a estampagem incremental da chapa de titânio.

\*InVesalius é um software público para área de saúde que visa auxiliar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico. A partir de imagens em duas dimensões (2D) obtidas através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais em três dimensões (3D) correspondentes às estruturas anatômicas dos pacientes em acompanhamento médico. O programa foi desenvolvido pelo CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer e Vista).

A estampagem incremental de chapas (ISF – Incremental Sheet Forming) é um processo que utiliza ferramentas genéricas de baixo custo e que pode ser realizada em máquinas não projetadas originalmente para esta finalidade, como centros de usinagem CNC.

Possibilita a manufatura de peças de chapa de diversas geometrias utilizando a mesma ferramenta. Sistemas CAD/CAM designados para usinagem podem ser utilizados para conceber as geometrias e trajetórias de ferramenta. São utilizadas ferramentas maciças de perfil

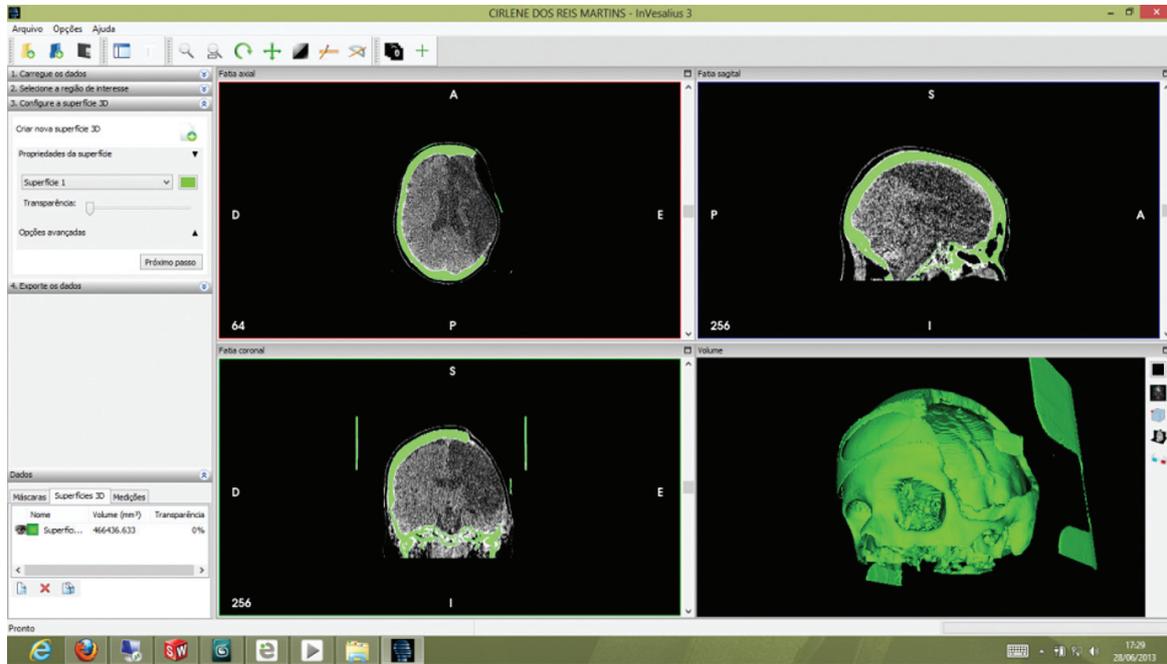


Figura 1. Tela do InVesalius, com o arquivo vetorial 3D gerado.

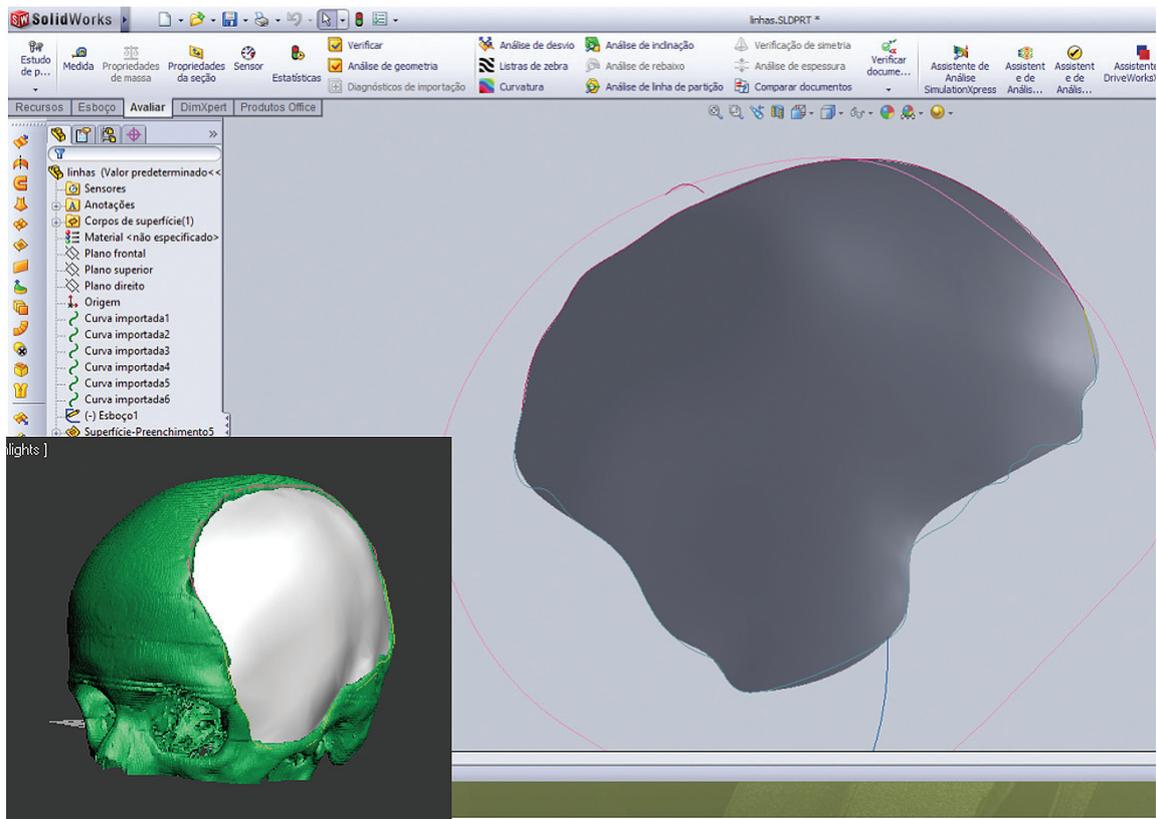
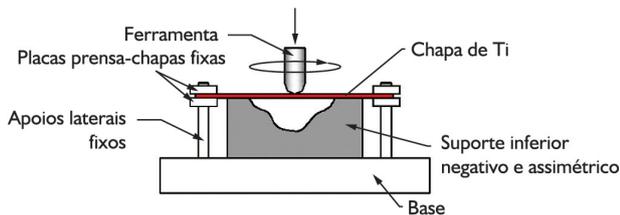


Figura 2. Modelo CAD 3D do implante finalizado. Para a modelagem, foram utilizados recursos avançados de modelagem de superfícies. No detalhe, a montagem implante-modelo.

genérico (haste cilíndrica ou cilindro-cônica e ponta esférica ou semi-esférica) sem arestas de corte, utilizada para deformar aos poucos a chapa, em movimentos coordenados XYZ. Estes movimentos produzem uma deformação plástica, localizada em uma pequena região da chapa. Esta região muda de acordo com a movimentação da ferramenta, fazendo com que a deformação ocorra de maneira progressiva, aumentando a conformabilidade da chapa, quando comparada com os processos convencionais de estampagem [10].

A estampagem incremental com suporte inferior (Figura 3), também designada pela sigla inglesa TPIF (Two Points Incremental Forming) utiliza, além da ferramenta



**Figura 3.** Estampagem incremental com suporte inferior. A ferramenta faz movimentos descendentes e vai conformando a chapa de acordo com a os movimentos programados no sistema CAD/CAM.

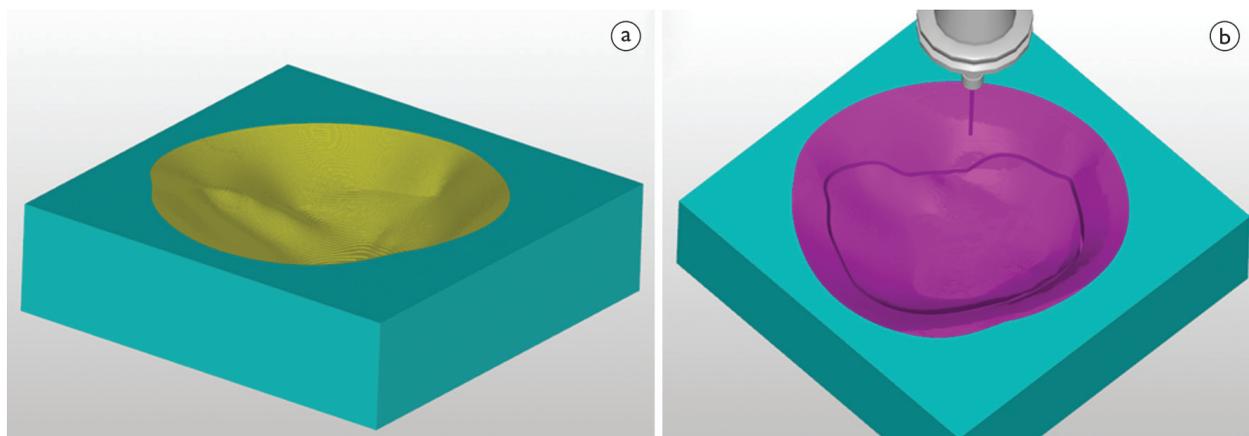
de conformação, um suporte inferior rígido, fabricado em polímero, localizado sob a chapa. Este suporte (que pode ser específico ou semi-específico), é utilizado para expandir as possibilidades geométricas e também melhorar a acuidade das peças, ou seja, a correspondência entre peça virtual e peça real. A utilização do suporte inferior é particularmente importante para geometrias orgânicas e assimétricas. Como os implantes têm justamente este tipo de geometria, a TPIF se torna a modalidade ideal para a sua fabricação [11].

Antes de enviar o arquivo CAD da superfície do implante para o ambiente CAM, é necessário gerar a região excedente de conformação, pois a estampagem incremental inicia em uma chapa plana e horizontal. Como o perímetro do implante é irregular, há a necessidade de se criar uma região que una este perímetro à uma superfície horizontal. Com os modelos CAD 3D da superfície de estampagem e do implante definidos, inicia-se a etapa de geração da programação de manufatura. Na programação são definidas as características, velocidades e estratégias de movimentação da ferramenta. São duas programações: a primeira refere-se à usinagem do molde inferior (Figura 4a), fabricado em polímero e que também serve para a conformação da chapa; a segunda é utilizada para fazer o recorte do implante (Figura 4b). A Tabela I indica os dados tecnológicos.

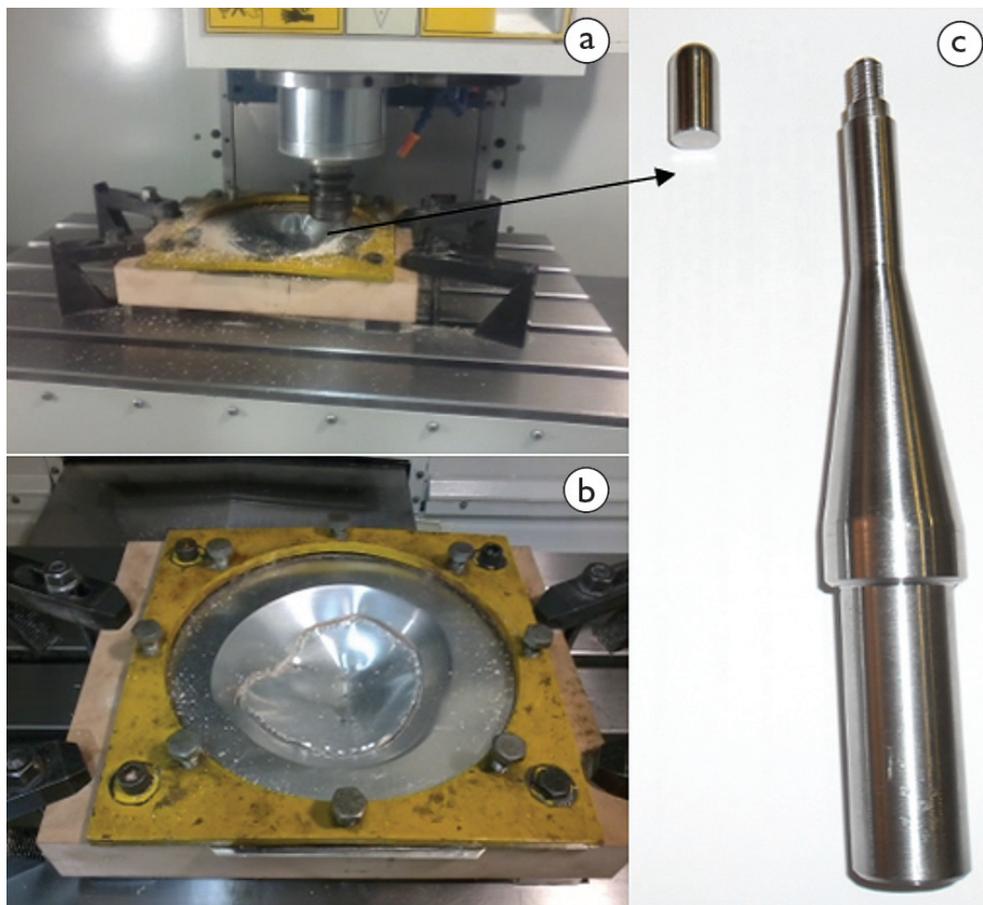
**Tabela I.** Dados tecnológicos da etapa de manufatura

Processo	Operação	Ferramenta	Velocidade de avanço (eixos XY, mm/min)	Velocidade de mergulho (eixo Z, mm/min)	Rotação (RPM)	Estratégia	Incremental em Z (mm)
Usinagem do polímero	Desbaste	Fresa topo Ø10	4.000	2.000	3.000	Paralela	1,0
	Acabamento	Fresa ballnose Ø8	2.000	2.000	4.000	Helicoidal	0,1
Estampagem e recorte da chapa	Estampagem	Especial* Ø10	1.500	1.500	50	Helicoidal	0,1
	Recorte	topo 4mm	1000	500	7000	Canal	1

\*Ferramenta com inserto de Ti, ponta semi-esférica, sem arestas de corte, Ø10mm.



**Figura 4.** Simulações da usinagem do molde inferior de polímero (a) e da estampagem e recorte do implante (b).



**Figura 5.** Processo de estampagem incremental (a) e recorte (b) da chapa de titânio puro grau 2. No detalhe (c), a ferramenta com haste em aço 4340 e inserto de Ti puro grau 2.

Com as simulações prontas, são gerados os programas e transmitidos à máquina CNC\*\* para realizar as operações. A máquina CNC Romi D 600 é originalmente destinada a usinagem dos metais e possui uma configuração robusta, para uso intensivo e produção seriada em ambiente industrial. No detalhe da Figura 5 é mostrada a ferramenta, composta por duas peças: a haste em aço 4340 (não-biomédico) e o inserto (ponta) fabricado em titânio puro grau 2. A utilização de inserto de titânio é justificada para que elementos químicos nocivos à saúde, presentes na liga 4340 (Mn, Si, Ni, Cr), não impregnem a chapa de titânio. Outra questão importante relativa à contaminação da chapa é a lubrificação. Devido às características do processo de estampagem incremental, onde a ferramenta desliza sobre a chapa, há a formação de atrito. O atrito causa o desgaste prematuro da ferramenta e o arranque de material da superfície da chapa. Assim, a lubrificação é essencial para que a ferramenta deslize e distribua a pressão de toque sobre a chapa, preservando a integridade de ambas. Lubrificantes

industriais a base de compostos minerais derivados do petróleo tem excelentes propriedades. Entretanto, seus componentes químicos são nocivos à saúde (Zn, Pb, Ni Cu), impedindo seu uso neste trabalho. Assim, é necessário a utilização de lubrificantes alternativos, de característica inerte, como vaselina, glicerina e propilenoglicol ou ainda os de origem animal, como a gordura de porcos, amplamente utilizada na usinagem de rosca interna e parafusos, com excelentes resultados funcionais.

Após o recorte, foi feito um lixamento com máquina portátil de rebolo rotativo para dar acabamento à área de recorte do implante. Para avaliar a montagem física implante-modelo, foi fabricado, via impressão 3D, o modelo físico do crânio do paciente (biomodelo). Os biomodelos físicos são recursos úteis nos casos cirúrgicos de alta complexidade, pois permitem a manipulação direta, a simulação antecipada da cirurgia e seu planejamento, além de facilitar a comunicação com o paciente.

### 3 RESULTADOS

A Figura 6 apresenta a montagem e pode-se verificar o ajuste entre os perímetros da fratura e do implante e também a semelhança geométrica entre o perfil original

\*\*Centro de usinagem vertical ROMI D600. Dimensões (alt/larg/prof, em mm): 2.700/2.120/2.280; Peso (Kg): 5.000; Potência total instalada (kVA): 30; Potência motor principal (CV) 25; Superfície da mesa (área de trabalho, em mm): 1.320 x 560; capacidade de armazenamento de ferremantas: 30; Rotação máxima do eixo principal (RPM): 8.000.

(lado esquerdo) e o perfil do implante (lado direito). Estas duas características influenciam a funcionalidade e a estética, respectivamente.

No processo de estampagem incremental, o retorno elástico após a passagem da ferramenta provoca discrepâncias dimensionais entre o modelo em CAD e a peça final. Para medir estas discrepâncias, foram obtidas as coordenadas Z de pontos localizados em duas linhas centrais da superfície de estampagem, sendo uma horizontal (X) e a

outra vertical (Y). A superfície de estampagem inclui: a região do implante + a região excedente de conformação. A Tabela 2 apresenta a comparação das dimensões.

Foi definido através de teste práticos o limite máximo do ângulo de parede para estampagem incremental do Ti CP grau 2. Após os testes práticos feitos em um formato de tronco de pirâmide (Figura 7), o ângulo de parede máximo para estampagem incremental do Ti CP grau 2 é de 47° de acordo com os parâmetros de estampagem incremental determinados na Tabela 1. O formato da peça é um tronco de pirâmide cujas demissões são 0,5mm de espessura com 110 mm × 110 mm e profundidade de estampagem de 50 mm.

O levantamento prévio da resistência mecânica do material a ser estampado foi feito a partir do ensaio de tração do Ti grau 2 e do ensaio de dureza realizado na peça estampada. O gráfico da Figura 8 mostra a curva tensão x deformação no sentido de laminação.

A curva de escoamento, que sempre é obtida experimentalmente, podem ser descrita por uma função matemática. Após os dados obtidos no ensaio de tração e baseado em equações matemáticas foi plotada a curva de escoamento do Ti CP grau 2, Figura 9.

O ensaio de microdureza Vickers foi realizado com um microdurômetro Future Tech FM 700. Foram feitos ensaios de microdureza na região estampada e na região não estampada. A carga aplicada no microdurômetro, para todos os ensaios foi de 300 g. O resultado da microdureza na chapa de Ti CP grau 2 dos ensaios realizados estão descritos na Tabela 3, sendo que todos os corpos de prova foram retirados da espessura da chapa e não da face plana.

A estampagem incremental se caracteriza principalmente pelo processo de estiramento onde, pela constância de volume, sempre ocorrerá diminuição de espessura do material. Por outro lado, ocorrem transformações na microestrutura do material que a aumentam a rigidez do material. Dessa forma, a resistência à deformação é preservada. Isto

**Tabela 2.** Comparação entre as coordenadas Z do modelo CAD e da peça pronta

Direção	Coordenada	Valor de Z		Diferença (mm)
		CAD	Peça pronta	
X+	0	-3,13	-3,042	-0,088
	20	-13,54	-13,520	-0,020
	40	-22,77	-21,818	-0,952
	60	-35,31	-34,450	-0,860
	80	-41,28	-40,055	-1,225
	100	-43,57	-42,179	-1,391
	120	-43,26	-42,143	-1,117
	140	-39,08	-39,058	-0,022
	160	-27,68	-27,08	-0,600
	180	-7,38	-6,295	-1,085
Y+	200	0,00	0,000	0,000
	0	0,00	0,000	0,000
	20	0,00	0,000	0,000
	40	-18,34	-16,941	-1,399
	60	-32,20	-31,043	-1,157
	80	-39,72	-38,433	-1,287
	100	-41,86	-40,518	-1,342
	120	-43,57	-42,396	-1,174
	140	-40,73	-39,778	-0,952
	160	-32,20	-30,874	-1,326
180	-18,17	-16,941	-1,229	
200	-3,24	-2,454	-0,786	



**Figura 6.** Montagem implante-modelo.

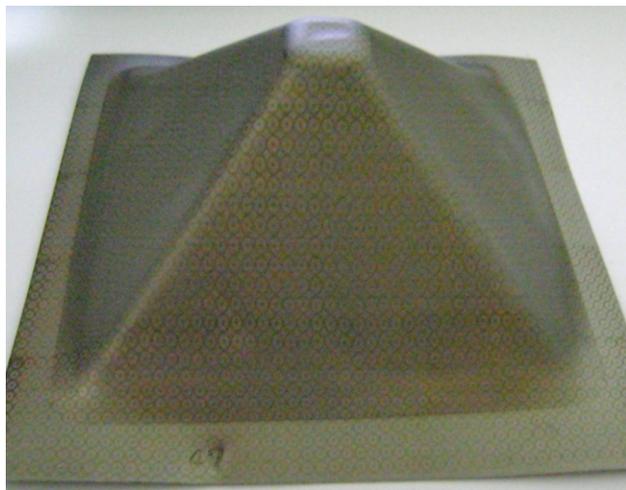


Figura 7. Estampagem para definição do ângulo de parede.

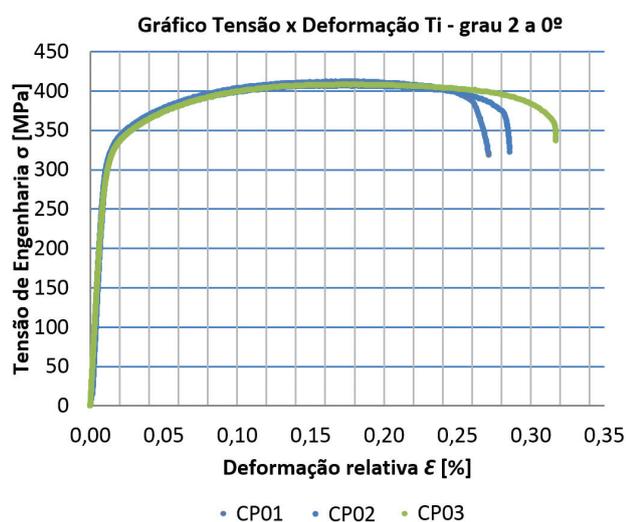


Figura 8. Gráfico, tensão × deformação.

Tabela 3. Ensaio de micro dureza

Nº de ensaios	Ti-CP F67 G2 Região estampada (HV)	Ti-CP F67 G2 Região não estampada (HV)
1	149,9	156,8
2	217,5	159,7
3	193,9	160,6
Média dos ensaios	202,1	159,0

é comprovado pelo aumento da dureza do titânio após ser estampado, conforme indicado na Tabela 3.

A rugosidade é uma característica física da superfície de materiais biocompatíveis que ampliam a aposição óssea e que promove a adesão, crescimento e proliferação de células sobre a superfície do implante, tornando-o mais estável e aderido aos tecidos orgânicos.

A rugosidade micrométrica é analisada em três dimensões. A rugosidade média  $R_a$  ( $\mu\text{m}$ );  $R_z$  ( $\mu\text{m}$ ), sendo

a média aritmética dos cinco valores de rugosidade parcial, considerando os pontos de maior afastamento, acima e abaixo da linha média e o  $R_x$  (mm) como sendo a distância entre o pico mais alto e o vale mais profundo [12]. Conforme a Tabela 4 a rugosidade  $R_a$  média foi de 1,3 (mm).

## 4 DISCUSSÃO

A diferença máxima (1,4 mm) entre os pontos medidos, apresentados na Tabela 2, não comprometem a eficiência do implante. A utilização de apoio inferior em polímero, com o formato específico do implante, contribui para que a discrepância dimensional entre modelo CAD e peça não a comprometa sua estética e funcionalidade.

Bertol et al. [13] fizeram um importante trabalho a respeito de fabricação customizada de implantes, focado sobre os diferentes biomateriais aloplásticos, (polimetilmetacrilato, titânio e cimentos de fosfatos de cálcio) e apresenta resultados de uma forma semelhante aos desta pesquisa. A principal diferença é que a fabricação dos implantes é feita de forma manual. A Figura 10a mostra uma moldagem manual de um protótipo do implante em resina epóxi; a Figura 10b mostra um modelo do implante de tela de titânio também moldado manualmente.

Neste caso, a qualidade do implante depende da habilidade manual do modelador. A proposta do presente trabalho se difere deste por propor um sistema mecanizado e paramétrico de fabricação de implantes, o que aumentaria a possibilidade de obter implantes com eficiência funcional e estética (Figura 10).

No trabalho de Lieger [4], a metodologia de trabalho, partindo das imagens de tomografia computadorizada para a fabricação de biomodelos e implantes, é similar a metodologia adotada neste trabalho, se diferenciando em dois pontos: a) pelos recursos utilizados (softwares - de aquisição de imagens DICOM e CAD/CAM e hardware - máquinas e ferramentas); e b) pelo processo de fabricação do implante. Lieger [4] utiliza o processo de esterolitografia - de alto custo - para gerar o modelo do implante e seus respectivos moldes.

Por outro lado, os resultados obtidos neste trabalho, nas etapas de modelagem e manufatura indicam que é possível utilizar recursos (de hardware e software) originalmente destinados às outras áreas (design de produto e engenharia mecânica), para a engenharia médica, com algumas limitações. O software originalmente concebido para programação de usinagem de peças mecânicas (EdgeCAM), mostrou-se eficiente para a programação de fabricação de peças médicas, tanto para usinagem do molde quanto para estampagem da chapa.

Tabela 4. Rugosidade

Amostra	Área	Rugosidade ( $\mu\text{m}$ )			Médias ( $\mu\text{m}$ )		
		Ra	Rt	Rms	Ra	Rt	Rms
AL-r	Área 1	1,52	7,39	1,74	1,30 $\pm$ 0,25	7,16 $\pm$ 0,85	1,58 $\pm$ 0,29
	Área 2	1,42	8,07	1,82			
	Área 3	0,95	6,02	1,17			

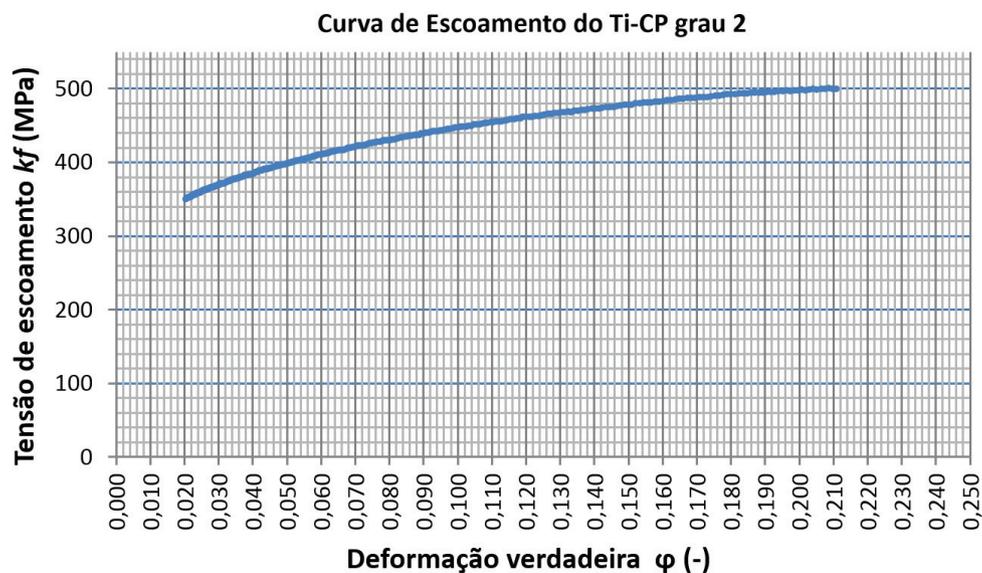


Figura 9. Curva de escoamento do Ti CP grau 2.

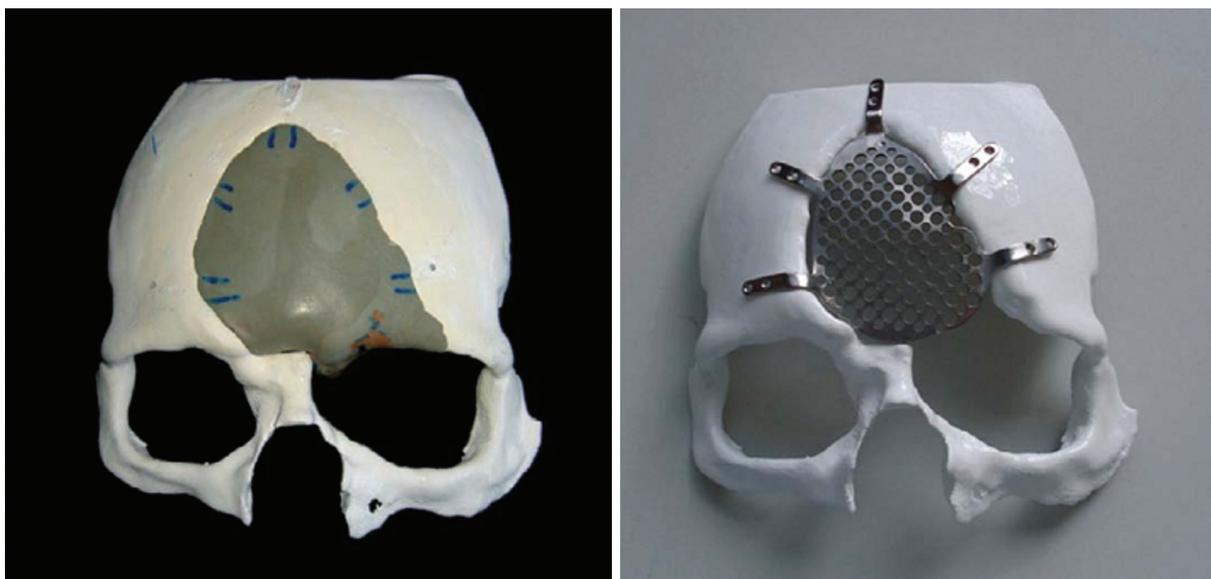


Figura 10. Moldagem manual de protótipos de implantes sobre biomodelos físicos do crânio.

## 5 CONCLUSÃO

A utilização de recursos computacionais permitem o planejamento antecipado da cirurgia, por meio das análises visuais e montagem digital de peças. A pré-visualização, a fabricação mecanizada e antecipada de implantes contribuem para a diminuição do tempo de cirurgia e para a

minimização de erros de forma geométrica e de procedimentos médicos, que podem afetar a eficiência funcional e estética do implante.

Sistemas de fabricação antecipada de implantes foram desenvolvidos por outros pesquisadores já referenciados. Entretanto, este trabalho apresenta duas contribuições importantes: a primeira é o desenvolvimento

dos procedimentos de projeto e planejamento de manufatura utilizando e adaptando recursos já existentes (softwares CAD/CAM e máquina CNC), que podem servir de roteiro para outros casos semelhantes. A segunda contribuição é com relação à redução dos custos de produção dos implantes. Segundo o neurocirurgião Sandro de Medeiros (CRM SC-8566), o custo de implantes cranianos, fabricados em polímero ou em titânio, pode chegar a R\$ 100.000,00 (cem mil reais), dependendo da área, formato e processo de fabricação. Considera-se nesta situação a fabricação utilizando ferramental (molde/matriz de conformação de chapa ou implante usinado a partir de um bloco maciço) e não a conformação manual. Os custos decorridos do método aqui exposto estão estimados em R\$ 5.000,00 (cinco mil reais). Estes custos incluem: a) as horas de trabalho destinadas à preparação dos arquivos para modelagem, usinagem e estampagem (desde a tomografia até a geração de códigos G, que comandam os movimentos XYZ da máquina CNC); b) a fabricação de ferramenta com inserto de titânio,

c) custo da chapa de titânio e d) custo hora-máquina do centro de usinagem.

Assim, a metodologia aqui apresentada, permite a fabricação de implantes em chapa de titânio puro grau 2, personalizados e com baixo custo, com eficiência estética e funcional. A fabricação pré-cirurgia do implante facilita o planejamento e a diminuição do tempo de cirurgia, permitindo melhores condições de trabalho para o médico e a recuperação mais rápida do paciente.

### Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) - projeto PDJ-500882/2012-6, ao médico Dr. Sandro Medeiros, pela cedência das imagens de tomografia e informações relacionadas ao assunto e à Faculdade SATC, pela disponibilização de máquinas e equipamentos.

### REFERÊNCIAS

- 1 Eufinger H, Rasche C, Wehmöller K, Schmieder M, Scholz M, Weihe S, et al. CAD/CAM titanium implants for cranioplasty - an evaluation of success and quality of life of 169 consecutive implants with regard to size and location. *International Congress Series*. 2005;1281:827-831. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ics.2005.03.074>.
- 2 Sun W, Lal P. Recent development on computer aided tissue engineering—a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2002;67(2):85-103. [http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607\(01\)00116-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607(01)00116-X). PMID:11809316
- 3 Singare S, Dichen L, Bingheng L, Yanpu L, Zhenyu G, Yaxiong L. Design and fabrication of custom mandible titanium tray based on rapid prototyping. *Medical Engineering & Physics*. 2004;26(8):671-676. <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2004.06.001>. PMID:15471695
- 4 Lieger O, Richards R, Liu M, Lloyd T. Computer-assisted design and manufacture of implants in the late reconstruction of extensive orbital fractures. *Archives of Facial Plastic Surgery*. 2010;12(3):186-191. <http://dx.doi.org/10.1001/archfacial.2010.26>. PMID:20479435
- 5 Hou JS, Chen M, Pan CB, Wang M, Wang JG, Zhang B, et al. Application of CAD/CAM-assisted technique with surgical treatment in reconstruction of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2012;40(8):e432-e437. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2012.02.022>. PMID:22484124
- 6 Wang K. The use of titanium for medical applications in the USA. *Materials Science and Engineering A*. 1996;213(1-2):134-137. [http://dx.doi.org/10.1016/0921-5093\(96\)10243-4](http://dx.doi.org/10.1016/0921-5093(96)10243-4).
- 7 Azevedo CRF. Microestrutura do titânio e suas ligas para implantes cirúrgicos. *Revista Metalurgia e Materiais*. 2003;445-447.
- 8 Moosbrugger C. *Atlas of stress-strain curves*. 2nd ed. Materials Park: ASM International; 2002.
- 9 Titanium Information Group. *Titanium Alloys in Medical Applications* [página da internet]. South Yorkshire: National Metals Technology Centre (NAMTEC), University of Sheffield Advanced Manufacturing Research Centre (AMRC); 2013 [acesso em 29 jun. 2013]. Disponível em: <http://www.titaniuminfogroup.co.uk/>
- 10 Martins PAF, Bay N, Skjoed M, Silva MB. Theory of single point incremental forming. *CIRP Annals – Manufacturing Technology*. 2008;57(1):247-252. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cirp.2008.03.047>.
- 11 Castelan J. *Estampagem incremental do titânio comercialmente puro para aplicação em implante craniano*. [Tese de Doutorado]. Porto Alegre: Escola de Engenharia da UFRGS; 2010.

- 12 Borsari V, Giavaresi G, Fini M, Torricelli P, Tschon M, Chiesa R, et al. Comparative in vitro study on a ultra-high roughness and dense titanium coating. *Biomaterials*. 2005;26(24):4948-4955. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.01.010>. PMID: 15769530
- 13 Bertol LS, Escobar CF, Kindlein W Jr, Santos LA, Medeiros EB, Torriani MA, et al. Projeto, fabricação e avaliação de implantes craniofaciais personalizados: proposta de utilização de materiais combinados. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2010;26(2):79-89.

Recebido em: 27 Fev. 2014

Aceito em: 14 Out. 2014