



ConBRepro

X CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO



02 a 04
de dezembro 2020

Prototipagem rápida aplicada na área médica: Desenvolvimento de modelo de prótese personalizada

Fayson Marques Martins

Departamento de Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Minas Gerais

Juan Carlos Campos Rubio

Departamento de Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Minas Gerais

Breno Ferreira Lizardo

Departamento de Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Minas Gerais

Resumo: A utilização das tecnologias de Engenharia Reversa e Prototipagem Rápida no auxílio à área médica vêm aumentando significativamente nos últimos anos. A possibilidade de utilizar um modelo anatômico físico do paciente para planejar cirurgias quando não há métodos consagrados, reduz o custo e aumenta a eficácia do tratamento. Neste trabalho desenvolveram-se um modelo anatômico craniano e prótese para um paciente com deformidade óssea na região maxilofacial, utilizando softwares de livre acesso disponíveis no mercado para modelagem e a tecnologia de impressão tridimensional para a fabricação do modelo, a fim de identificar os principais desafios do processo e como a experiência do operador do software pode afetar a qualidade dos modelos desenvolvidos. O tempo total gasto na realização de todos os procedimentos foi de aproximadamente 34 horas, cerca de quatro vezes maior que o relatado para equipes especializadas.

Palavras-chave: Prototipagem Rápida, Engenharia Reversa, Aplicação Médica

Rapid prototyping in medical applications: Personalized prosthesis model development

Abstract: The use of Reverse Engineering and Rapid Prototyping for medical applications has increased significantly in the last few years. The possibility of using a physical anatomical model of the patient to plan complex surgery to which there are no widely accepted methods reduces the cost and the effectiveness of the treatment. In this study, an anatomical cranial biomodel and a prosthesis model were developed for a patient that suffered a bone trauma on the maxillofacial area, using free access software available on the market for modeling and the 3D printing technology to manufacture the models, aiming to identify the main challenges in the process and how the software operator experience might affect the end result of the process. The time spent on each of steps was accounted to enable the identification of the main improve points. During the modeling, it was clear that dealing with tridimensional triangle meshes require great computer capacity. The steps that took longer were the editing of the anatomical model and the 3D printing process. The overall time spent was 34 hours, four times longer than the time registered for specialized teams.

Keywords: Rapid Prototyping, Reverse Engineering, Medical Application

1. Introdução

Em um país com alto índice de acidentes associados ao trabalho, trânsito e violência social, uma grande quantidade de recursos é utilizada na reabilitação e reinserção social de pacientes que sofreram deformidades corporais. Em muitos casos, são necessárias intervenções cirúrgicas complexas, para as quais não há métodos consolidados e a implantação de próteses que substituam as partes do corpo danificadas pelo acidente. Somado a isso, com o aumento da expectativa de vida da população, aumentam os problemas relacionados ao desgaste natural de partes do corpo humano, que em muitos casos precisam ser substituídas para permitir que o paciente possa levar uma vida normal. As tecnologias de Engenharia Reversa (ER) e Prototipagem rápida (PR), desenvolvidas inicialmente para atender uma demanda na indústria, têm sido aplicadas para reduzir o custo e aumentar a eficiência destes tratamentos.

Segundo Silva et al (2006), da mesma forma que os protótipos auxiliam no design de produtos, permitindo que erros sejam detectados nas primeiras etapas do ciclo de desenvolvimento, os modelos virtuais e reais da anatomia de um indivíduo auxiliam na antecipação de complicações e problemas que possam ocorrer durante cirurgias complexas, propiciando a redução de custos e aumento na qualidade dos resultados cirúrgicos.

Segundo Santa Bárbara (2006), anteriormente, próteses eram produzidas com base em padrões antropomórficos fornecidos pelos fabricantes. No entanto, há sempre os pacientes que fogem da escala padrão. A aplicação das tecnologias de ER e PR possibilita a fabricação de próteses sob medida, que se encaixam com precisão às necessidades do usuário, a um custo razoável.

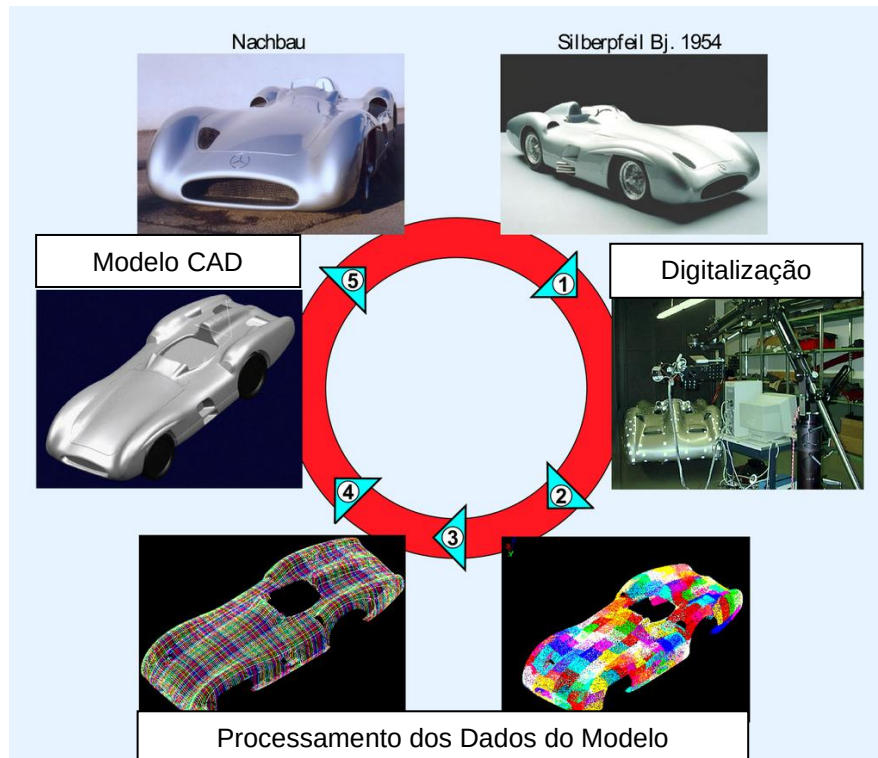
O custo dos softwares e equipamentos utilizados nos processos de ER e PR tem decrescido significativamente nos últimos anos devido à popularização das tecnologias e à quebra de uma série de patentes envolvidas. Atualmente, encontram-se disponíveis softwares livres que podem realizar com eficiência a edição de imagens tridimensionais adequadas aos padrões da PR, nos quais a experiência do operador influencia diretamente no resultado do processo.

2. Revisão Bibliográfica

Há definições distintas para Engenharia Reversa (ER) nas diferentes áreas da engenharia, desde a produção de bens, ambiente administrativo, desenvolvimento de software, entre outros. No âmbito deste trabalho, o uso da ER, tem como objetivo, a obtenção de um modelo geométrico, como os obtidos por meio de software de auxílio ao projeto (CAD), a partir de pontos geométricos tridimensionais adquiridos de um objeto real (RAJA E FERNANDES, 2008). Os processos de ER podem ser usados em diversas aplicações e são particularmente úteis quando não estão disponíveis modelos CAD de peças de geometria complexa. A modelagem em sistemas CAD é trabalhosa, onerosa e sua qualidade está intimamente ligada à experiência do operador do software utilizado para modelar. Em peças de geometria complexa, este processo é ainda mais demorado. Lançando mão da ER, é possível capturar a geometria de um objeto de forma digital, e exportá-la para máquinas que possam realizar sua fabricação. (TAO et al, 2002)

Segundo Raja e Fernandes (2008), os processos de ER, em geral, seguem a metodologia descrita a seguir:

Figura 1 - Processo de engenharia reversa do Mercedes-Benz W196 1954 "Flecha de Prata"



Fonte: Technisches Museum - Mercedes W 196 Silver Arrow, 1954/55. Acessado em 29/02/2016

Na primeira etapa, a geometria do objeto é capturada de forma discreta. A aquisição geométrica pode ser feita com ou sem contato direto com o objeto real. Os métodos de aquisição por contato utilizam sondas mecânicas para registrar as coordenadas da superfície do objeto. Estas coordenadas são registradas quando sonda e objeto real entram em contato físico. O conjunto destas coordenadas é denominado nuvem de pontos. Os métodos de digitalização sem contato por sua vez, são baseados na reflexão/absorção de algum tipo de energia que é direcionada ao objeto real e capturada por sensores estrategicamente posicionados. O resultado são imagens que serão processadas para criar a geometria final do objeto. Os métodos de aquisição por contato são mais precisos enquanto os métodos de aquisição sem contato são mais rápidos. (RAJA e FERNANDES, 2008)

Técnicas de digitalização sem contato transmissivas são aquelas que utilizam os diferentes níveis de absorção da energia projetada sobre o objeto para mapear seu interior. As mais utilizadas são a Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada (TC). Segundo Raja e Fernandes (2008), o princípio de funcionamento de um aparelho de tomografia. O feixe de raios-x colimados atinge o objeto, é transmitido e chega até o sensor. O objeto gira e os padrões de absorção gerados são captados e transmitidos para a unidade computacional que reconstrói a imagem da seção transversal. De acordo com Santa Bárbara (2006), nos tomógrafos usados em seres humanos, a única diferença é que o aparelho gira enquanto a pessoa permanece parada. De acordo com a densidade dos tecidos, o feixe de raios-x será atenuado. A cada giro completo é produzido um conjunto de sinais analógicos que são transmitidos para o sistema computadorizado, onde são transformados em imagem.

A fase de processamento de dados envolve a importação dos resultados da fase anterior, redução de possíveis ruídos e do número de pontos. Nuvens de pontos maiores ou imagens com maior resolução geram modelos tridimensionais mais refinados, mas, necessitam de maior capacidade de processamento para serem trabalhadas.

O Invesalius é um software livre, que permite a reconstrução tridimensional de imagens médicas no formato DICOM e posterior exportação para formatos utilizados nas tecnologias de PR. No Invesalius, é possível selecionar partes do corpo com densidades semelhantes, baseado na tonalidade de cinza presente no arquivo DICOM. Uma vez selecionada a região de interesse, um algoritmo de ajuste cria uma superfície exportada para ser utilizada em outras aplicações. (AMORIM et al, 2011)

Após o processamento dos dados, é necessário gerar o modelo tridimensional do objeto. A maneira convencional de realizar a construção da geometria do objeto por meio da união de vários polígonos. Em geral, são usadas malhas de triângulos no formato STL. Esta é uma das fases mais complexas do processo de engenharia reversa, pois necessita de algoritmos complexos e com maior capacidade de processamento para realizar o ajuste superficial da nuvem de pontos/imagem. A geometria gerada ainda pode conter falhas e precisa de tratamento antes que o modelo tridimensional esteja finalizado. (BAGCI, 2009)

Segundo Volpato (2007), prototipagem rápida (PR) é um processo de construção de um modelo físico a partir de um desenho tridimensional, utilizando máquinas especiais dedicadas, que depositam sucessivas camadas planas de material para obter a geometria final. As tecnologias PR, inicialmente desenvolvidas para auxiliar no desenvolvimento de produtos, têm sido usadas industrialmente desde 1980 (PANDEY, 2010).

Segundo Liou (2007), a principal vantagem das tecnologias PR é a possibilidade de produção de qualquer geometria em um mesmo equipamento, sem a necessidade de ferramental especial para fixação. As peças fabricadas com estas tecnologias possuem propriedades mecânicas, precisão dimensional e acabamento superficial inferiores quando comparadas às fabricadas por métodos tradicionais e apresentam anisotropia (propriedades mecânicas diferentes em direções diferentes). Quanto ao custo, os métodos tradicionais de fabricação são muito eficientes na fabricação de uma grande quantidade de peças. O custo de fabricação de apenas uma peça é muito menor nas tecnologias de PR, mas se mantém quase constante por peça, para quantidades maiores. (GIBSON,2010)

Biomodelos são definidos como modelos provenientes de dados de um paciente específico que são utilizados para aplicações médicas. Os dados desses modelos são normalmente capturados através de tomografia ou ressonância magnética. Além da confecção de biomodelos, a fabricação de próteses e órteses personalizadas é possível utilizando as tecnologias de prototipagem rápida. Isso pode ocorrer de maneira direta, quando a prótese fabricada por meio de um dos métodos da PR com um material biocompatível, ou indireta, quando o molde onde será confeccionada a prótese é fabricado usando as tecnologias de PR. Segundo Peel et Eggbert (2016), a manufatura de implantes prostéticos personalizados propicia melhor encaixe da prótese na anatomia do paciente, reduz os custos de tratamento e chances do paciente ter que voltar a ser operado, além de propiciar maior osteointegração da prótese.

Segundo Ramsden et al (2007) biocompatibilidade pode ser entendida como a capacidade de um material de responder apropriadamente a uma dada condição fisiológica. O meio biológico é tipicamente aquoso e salino, muito diferente dos ambientes comuns na engenharia convencional e que pode ser bastante agressivo, potencializando a corrosão e o desgaste dos materiais.

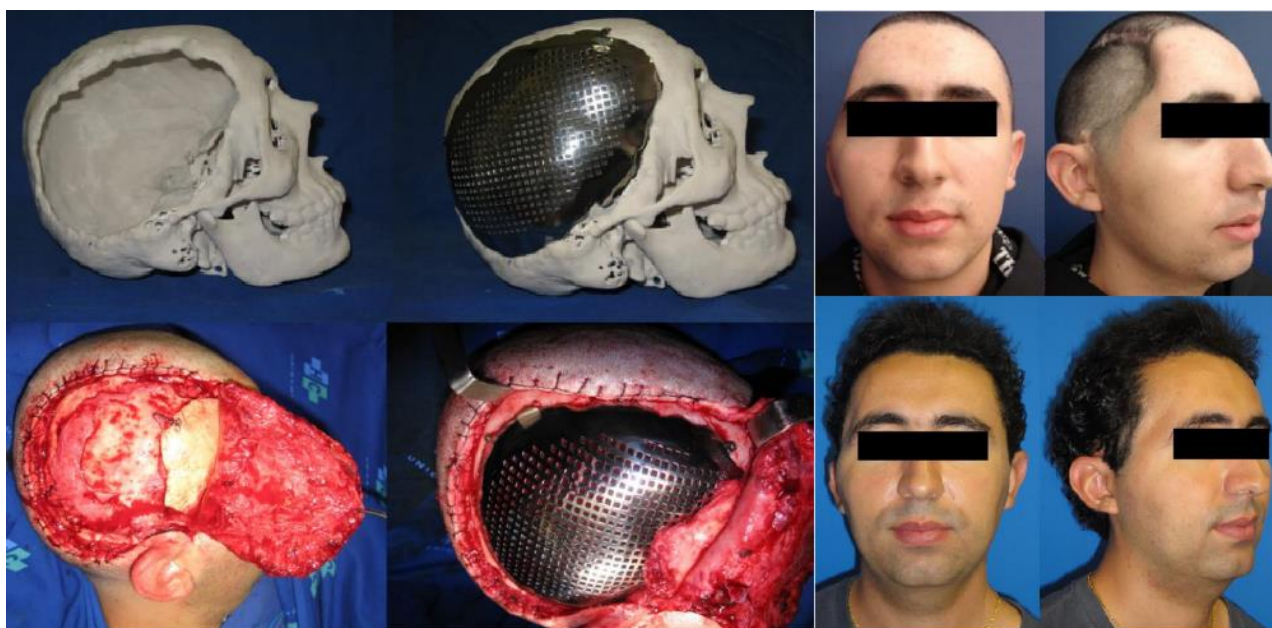
De acordo com Bertol (2008), a engenharia de biomateriais artificiais é um grande desafio atual, já que os elementos biológicos são resultado de milhões de anos de otimização evolutiva, com capacidade de regeneração e reparo. Os materiais biocompatíveis podem ser classificados de acordo com a reação causada no tecido envoltório, da forma a seguir

- (a) Materiais Biotoleráveis: estes materiais são separados do ambiente interno do corpo por meio de uma camada de tecido fibroso. Enquadram-se nesta categoria grande parte dos polímeros sintéticos e metais. O Polimetilmetacrilato (PMMA), também conhecido como cimento ósseo, faz parte desta categoria de biomateriais;
- (b) Materiais Bioinertes: não ocorre nenhum tipo de reação ao material no organismo. Os materiais bioinertes mais conhecidos são a alumina e o titânio;
- (c) Materiais Bioativos: materiais que são capazes de realizar ligações químicas com os tecidos onde são implantadas. Enquadram-se nestas categorias a hidroxiapatita e os vidros à base de fosfatos de cálcio;
- (d) Materiais bioabsorvíveis: são aqueles que se degradam depois de um certo tempo em contato com os tecidos, como é o caso do ácido polilático (PLA).

Segundo Bertol (2008), o titânio é adequado para aplicações em ambientes altamente corrosivos e que necessitem de alta relação resistência/peso, fatores que o colocam como um dos materiais mais utilizados na fabricação de implantes prostéticos. A resistência à corrosão deste material é proveniente da presença de uma película de óxido (TiO_2) inerte e de altíssima resistência que recobre a superfície do material. Implantes de titânio não causam praticamente nenhum efeito adverso ao serem alocados no corpo e elementos de fixação deste material (parafusos, pinos) são muito utilizados por não ser obrigatória sua remoção depois da consolidação dos segmentos ósseos danificados.

Em seu trabalho, Saura (2014) relata dois casos de pacientes cujo tratamento utilizou implantes de titânio (Ti6Al4V) liga fabricados diretamente por uma das tecnologias de PR. O resultado de um dos casos apresentados por ele em seu trabalho pode ser observado na Figura 13. Em seu trabalho, Saura (2014) relata dois casos de pacientes cujo tratamento utilizou implantes de titânio fabricados diretamente por uma das tecnologias de PR.

Figura 2 – Procedimento cirúrgico auxiliado por biomodelo e prótese personalizada



Fonte: adaptado de Saura (2014)

3. Metodologia

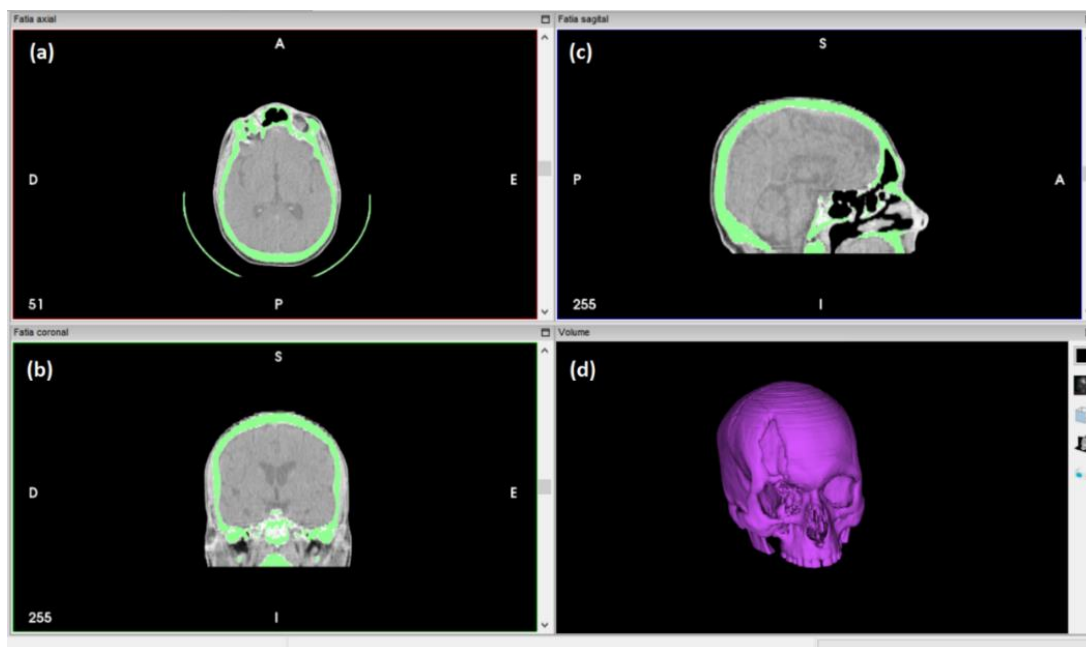
3.1 Reconstrução digital do arquivo tomográfico

O computador utilizado para a realização deste trabalho foi um notebook Samsung Expert X41, com processador Intel Core i7 5500U, 4 MB de memória cache, 8 GB de memória RAM e placa de vídeo GeForce 910 com 2 GB de memória dedicada. O software utilizado para a reconstrução digital da anatomia do paciente foi o Invesalius 3.0, software de livre acesso disponibilizado no site <<https://softwarepublico.gov.br/social/invesalius/download>>. O software está disponível para vários sistemas operacionais incluindo Mac OS, Windows e Linux.

A tomografia digital utilizada para a construção do biomodelo também foi obtida no site do software Invesalius. O arquivo no formato DICOM de tamanho igual 55 MB é composto por 108 fatias, com espaçamento de 2mm e resolução de 512x512 pixels. O paciente em questão é do sexo masculino e, aos 31 anos, sofreu um trauma na região maxilofacial acima do olho direito, que o levou a perder parte da estrutura óssea craniana. A tomografia computadorizada foi realizada em 04/06/2002.

O primeiro passo na reconstrução digital é importar o arquivo no formato DICOM para o software Invesalius. Isto foi realizado mantendo-se todas as fatias presentes no arquivo. Para reduzir a capacidade computacional necessária para o processamento, o Invesalius permite que o usuário selecione parte das fatias presentes no arquivo DICOM. Esta função pode ser interessante para aplicações que não demandem alto grau de precisão dimensional ou quando não estejam disponíveis computadores capazes de processar grandes volumes de dados no tempo desejado pelo usuário. Na figura 3 é possível observar as diferentes vistas geradas no software após a importação do arquivo DICOM.

Figura 3 - Vistas de uma tomografia no Invesalius
(a)Axial (b)Coronal (c)Sagital (d)Volume gerado pela área destacada em verde



Para gerar a superfície tridimensional é necessário selecionar uma região anatômica de interesse, denominada por “máscara” no Invesalus. O software possui limiares pré-estabelecidos para as tonalidades de cinza que correspondem aos diferentes tecidos do corpo humano. Estes limiares podem ser utilizados para gerar máscaras automaticamente. Também é possível que o usuário selecione as regiões de interesse manualmente em cada um dos planos. Para realizar a seleção manual, torna-se importante o conhecimento de anatomia por parte do usuário. A seleção manual é feita fatia por fatia e pode ser utilizada para restringir a região de interesse, reduzindo a capacidade computacional necessária para o processamento da superfície. Foi utilizado um limiar pré-estabelecido para ossos, que varia de 226 a 3033 na escala do software. Também foram retiradas manualmente algumas áreas ósseas próximo à região superior da coluna cervical que não eram representativas para o processo de desenvolvimento da prótese. Devido à seleção ser fatia por fatia, estas regiões não foram completamente eliminadas nesta etapa pois o tempo gasto seria muito elevado.

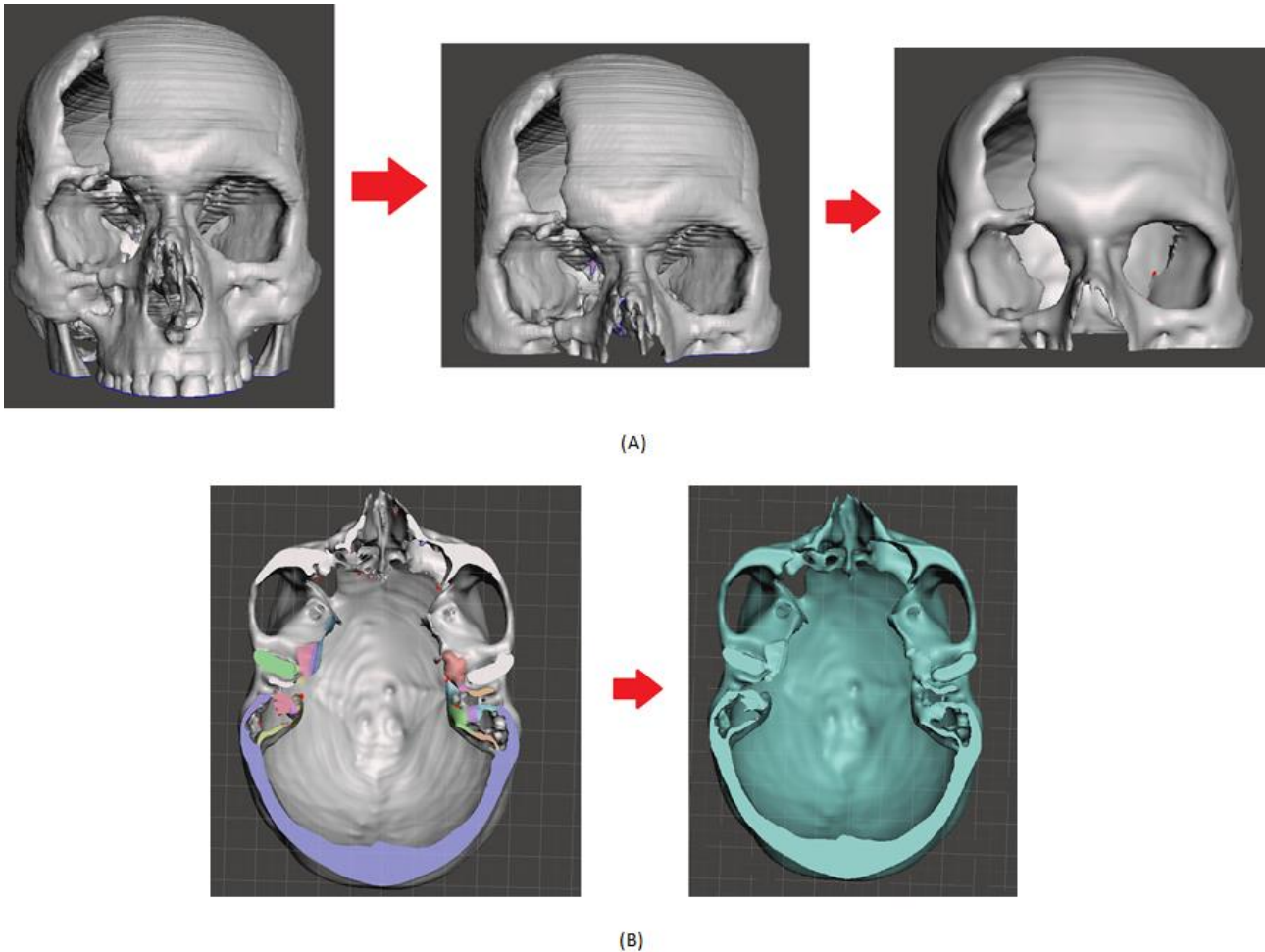
Após a seleção da máscara de interesse, a reconstrução tridimensional foi realizada automaticamente por meio de uma rotina programada no software. Na reconstrução digital uma superfície tridimensional correspondente à máscara é criada. Partes não conectados podem ser separadas das demais por meio da função separar maior superfície, que foi utilizada para separar o crânio da região metálica da mesa do tomógrafo. Na superfície gerada, é possível observar a deformidade óssea no crânio do paciente. Os degraus presentes na superfície são decorrentes do espaçamento existente entre as fatias do arquivo DICOM.

3.2 Edição do biomodelo craniano

Para a edição do arquivo STL foi utilizado o Meshmixer, software de livre acesso da Autodesk dedicado para a edição de arquivos de malhas de triângulos. Assim que arquivo STL gerado pelo Invesalus foi importado para o Meshmixer, foi possível perceber que a manipulação de um arquivo do tamanho mencionado seria difícil com a capacidade computacional disponível. O software levou por volta de 5 minutos para apenas conseguir abrir o arquivo, e durante a manipulação da malha ocorria lentidão generalizada no software, inviabilizando a edição do arquivo. Para resolver este problema, foi aplicado um corte no plano axial do modelo restringindo ainda mais a região de interesse, o que reduziu a lentidão do software. Outras partes da malha irrelevantes para o biomodelo foram retiradas para permitir uma melhor visão de seu interior. Estas regiões foram separadas manualmente e a malha resultante foi suavizada por meio de uma função disponível no software.

Para que seja possível realizar a impressão tridimensional do arquivo STL, é necessário que a malha de triângulos esteja completamente fechada. O Meshmixer possui um assistente de inspeção que ajuda a identificar descontinuidades na malha. Apesar desta função do software possibilitar o fechamento automático da malha, os resultados não foram satisfatórios, pois vários parâmetros são controláveis durante este processo como o nível de refino e de protuberância. Por este motivo, optou-se por realizar manualmente a correção das descontinuidades e realizar o fechamento da base onde foi realizado o corte. Neste processo, cada correção gera uma malha paralela, que deve ser agrupada à principal posteriormente. Na Figura 4 é possível observar os diferentes passos descritos nos dois últimos parágrafos e as malhas geradas após cada um deles.

Figura 4 – Edição do biomodelo no MeshMixer
(A) Corte e suavização (B) Fechamento manual da malha



3.3 Criação do modelo da prótese

Para a criação do modelo de prótese para a região óssea afetada pelo acidente, inicialmente, foi realizado um espelhamento da área não afetada para corrigir a deformidade. Após este passo, os biomodelo original e corrigido foram sobrepostos e levemente afastados. Isso é necessário para permitir a seleção da malha correspondente à deformidade no biomodelo corrigido. O processo de seleção desta região deve ser realizado com muito cuidado pois a geometria é a base utilizada para a construção do modelo da prótese. O procedimento descrito neste parágrafo é ilustrado pela Figura 5.

A geometria resultante do passo anterior foi então extrudada por meio de uma função do software. A espessura escolhida para a extrusão foi de 4 mm. Esse valor foi selecionado com base nas medições da espessura do osso na região simétrica à deformidade, acima do olho esquerdo do paciente.

Para evitar que houvesse interferência entre a anatomia do paciente e a superfície extrudada, foi necessário que uma operação booleana de subtração fosse realizada. Para isso, a superfície extrudada foi posicionada sobre a deformidade no biomodelo e a função de subtração de malha do Meshmixer foi utilizada. A subtração gerou falhas na malha da superfície extrudada, que precisou ser corrigida manualmente e agrupada. No segundo teste de não havia interferência entre a malha corrigida e o biomodelo. Na Figura 6 é possível observar o processo descrito neste parágrafo.

Figura 5 - Processo de obtenção da geometria da deformidade do paciente
(A) Espelhamento da malha (B) Malha corrigida e malha não-corrigida (C) Seleção da geometria da deformidade (D) Separação da geometria

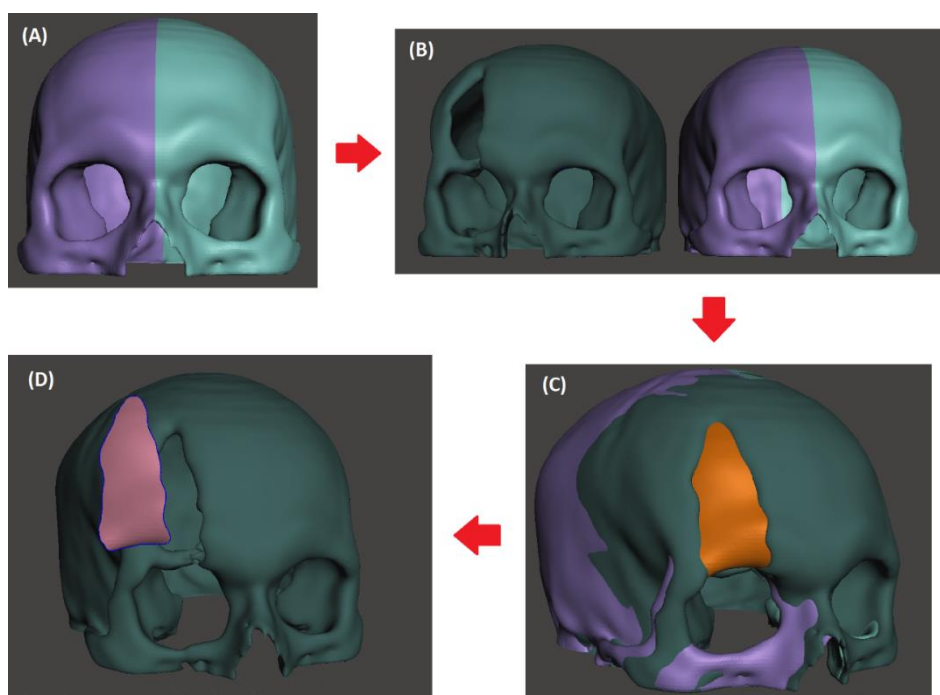
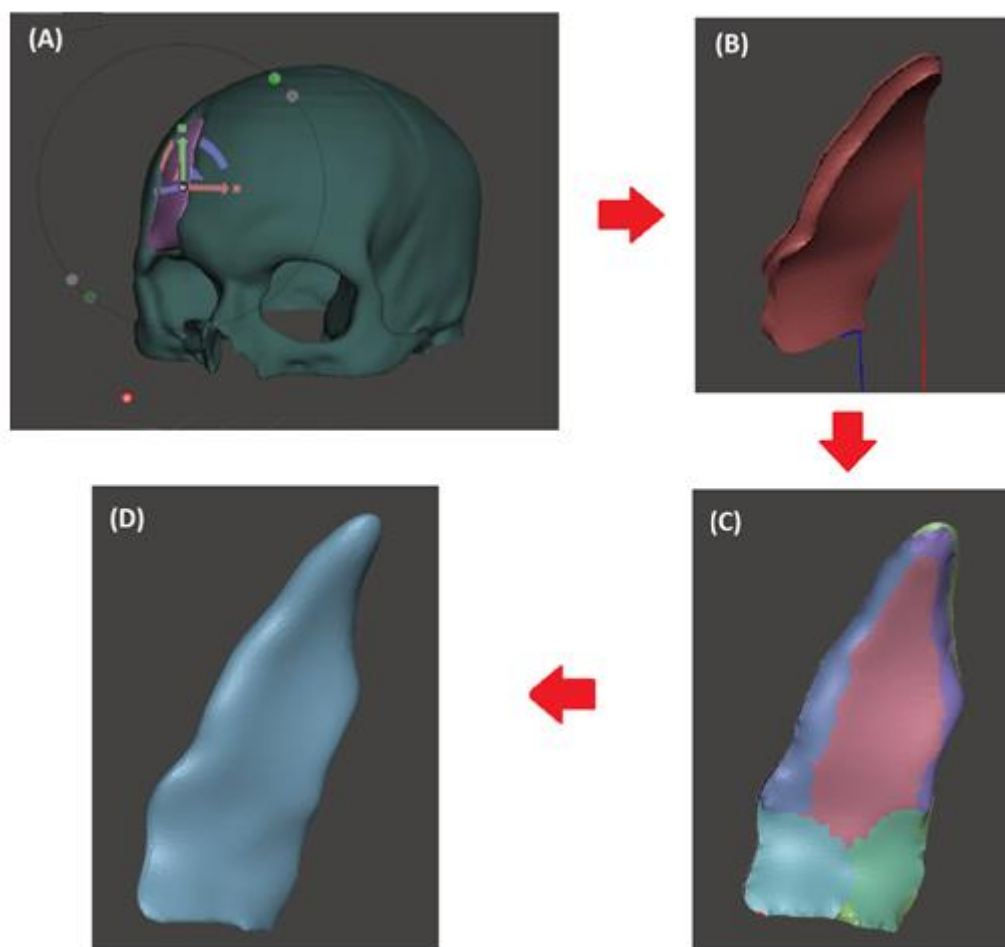


Figura 6 – Processo de desenvolvimento do modelo da prótese
(A) Posicionamento da superfície extrudada na geometria inicial (B) Operação de subtração (C) Reconstrução da malha (D) Agrupamento da malha



3.4 Prototipagem do biomodelo e prótese

A prototipagem do biomodelo, do modelo da prótese e do primeiro molde, foram realizadas por meio de uma ZPrinter 650, equipamento de PR do tipo 3DP, localizada no Laboratório de Processos Avançados de Manufatura (UFMG). Este equipamento possui uma câmara de construção e uma unidade de pós-processamento, que é sempre necessário nos processos 3DP. O software de interface com o usuário ZPrint é disponibilizado pela Z Coporation (adquirida pela 3D Systems) juntamente com o equipamento. Neste software, é possível importar dados referentes à coloração e textura das peças, além de realizar um arranjo com várias peças tridimensionais distintas na câmara de impressão, visando otimizar o processo de impressão.

O posicionamento na câmara de construção levou em consideração a fragilidade das peças na direção de empilhamento das camadas. A prótese foi colocada o mais alinhada com o plano XY possível, a fim de aumentar sua resistência. Uma máscara de cor foi aplicada ao modelo da prótese para que seja fosse mais fácil diferenciá-la do biomodelo. O resultado do processo de impressão pode ser observado na Figura 7.

Figura 7 – Resultado do processo de prototipagem do biomodelo e prótese



4. Resultados e discussão

No aspecto de qualidade do modelo gerado, apesar da prótese ter se encaixado perfeitamente ao biomodelo protótipo, foi possível observar pequenas frestas decorrentes dos processos de suavização utilizados. Esses pequenos defeitos deveriam ser solucionados antes de realizar sua fabricação final para implante nos pacientes.

O processo de exportação do arquivo STL foi o que mais demandou capacidade computacional dentre as etapas realizadas no Invesalius. Nas primeiras 4 tentativas de exportação, o software parou de responder. Na última e bem-sucedida, o processo demorou por volta de 10 minutos para ser completado.

Durante a realização das edições tridimensionais, o software Meshmixer parou de responder 13 vezes. O procedimento aplicado para reduzir as perdas de tempo devido às paradas do software, além da redução de malha propiciada pelo corte descrito no item 3.2, foi salvar a cada 15 minutos o arquivo que estava sendo editado.

A maior parte do tempo total gasto nos processos de modelagem da malha e prototipagem. Considerando 8 horas de trabalho diário, um biomodelo levaria por volta de 4 dias para ser finalizado. O tempo gasto é significativamente maior que o tempo de 1 dia relatado para o desenvolvimento do biomodelo por Peel e Eggbert (2016).

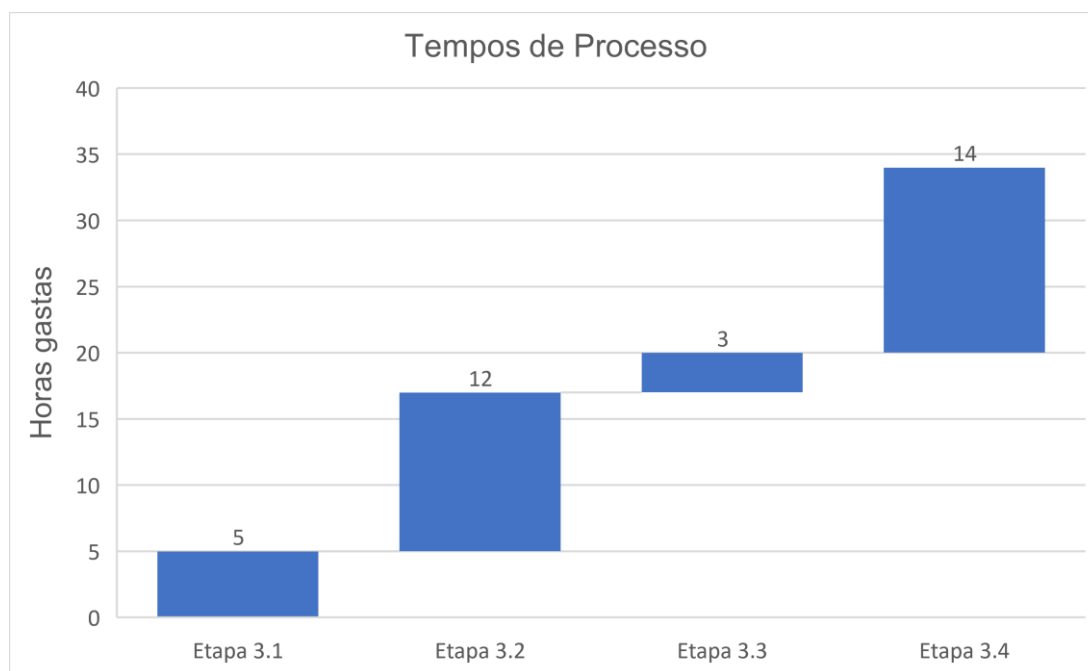
No entanto, há que se considerar que estes tempos tendem a diminuir à medida que outros projetos semelhantes são realizados, devido à curva de aprendizagem natural dos projetos. As utilizações de softwares com rotinas pré-programadas para realizar as operações descritas neste trabalho também podem reduzir significativamente o tempo gasto na modelagem. A grande quantidade de paradas de software indica que o investimento em capacidade computacional certamente irá melhorar o desempenho do processo. A duração do processo de prototipagem também é significativa dentro do total, sendo que a utilização de processos mais rápidos também pode afetar significativamente tempo total do desenvolvimento.

Na Tabela 1 estão listados as principais etapas e ações do processo além dos tempos associados a cada uma e pode-se observar um resumo gráfico do tempo total utilizado no Gráfico 1.

Tabela 1 – Tempo utilizado nas etapas e ações do processo

Etapa	Ação	Tempo em horas
3.1 – Reconstrução digital	Seleção Manual da Máscara	4
	Exportar para STL	1
3.2 - Edição do biomodelo	Limpeza da região de Interesse	8
	Reconstrução da malha	4
3.3 - Criação do modelo da prótese	Seleção da geometria da deformidade	1
	Extrusão e eliminação da interferência	2
3.4 - Prototipagem	Disposição dos itens na câmara de construção	1
	Prototipagem	9
	Pós- Processamento	4

Gráfico 1 – Tempo utilizado nas etapas e ações do processo



5. Considerações finais

Ao longo de desenvolvimento deste trabalho foi possível notar que é factível o desenvolvimento de implantes prostéticos personalizados para a região maxilofacial utilizando apenas softwares de livre acesso disponíveis no mercado e em tempos razoavelmente baixos, mesmo sem grande experiência do operador de software, apesar da qualidade do modelo gerado ainda está intimamente ligada à esta experiência. O tempo de desenvolvimento é alto quando comparado ao conseguido por equipes especializadas, mas também foi possível notar que a curva de aprendizagem é bastante rápida.

A análise cronológica do trabalho permite que os usuários melhorem o desempenho nas etapas que mais consomem tempo no processo, além propiciar uma melhor visão de onde investimentos em softwares dedicados para este tipo de modelagem possam surtir maiores efeitos.

5. Referências bibliográficas

- AMORIM, P. H. J. et al. **InVesalius: Software livre de imagens médicas**. Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer-CTI, campinas/SP–2011-CSBC2011, 2011.
- BAGCI, E. Reverse engineering applications for recovery of broken or worn parts and re-manufacturing: three case studies. **Advances in Engineering Software**, v. 40, n. 6, p. 407-418, 2009.
- BERTOL, L. S. **Contribuição ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados**, 2008, Dissertação de mestrado, UFRGS
- GIBSON, I. **Additive manufacturing technologies**. New York: Springer, 2010.
- LIU, Frank W. **Rapid prototyping and engineering applications: a toolbox for prototype development**. Crc Press, 2007.
- PANDEY, P. M. **Rapid prototyping technologies, applications, and part deposition planning**, 2010.
- PEEL, S.; EGGBEER, D. Additively manufactured maxillofacial implants and guides—achieving routine use. **Rapid Prototyping Journal**, v. 22, n. 1, p. 189-199, 2016.
- RAJA, V.; FERNANDES, K. J. **Reverse Engineering: an industrial perspective**. Londres: Editora Springer, 2008.
- RAMSDEN, J. J. et al. The design and manufacture of biomedical surfaces. **CIRP Annals-Manufacturing Technology**, v. 56, n. 2, p. 687-711, 2007.
- SANTA BARBARA, A. **Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física: o software InVersalius**, 2006., Tese de Doutorado, Unicamp
- SAURA, C. E. et al. **Metodologia para desenvolvimento de implantes cranianos personalizados**, 2014, Tese de Doutorado, Unicamp.
- SILVA, MEURER, SANTA BÁRBARA, OLIVEIRA, HEITZ - **As Tecnologias CAD-PR (Prototipagem Rápida) na Reconstrução de Traumas da Face**, Campinas: Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, 2006.
- TAO, J.; JIANLIANG, C; SHUIGUANG, T. A Review of Reverse Engineering Technology. **China Mechanical Engineering**, v. 13, n. 16, p. 1430-1436, 2002
- VOLPATO, N. **Prototipagem Rápida: Tecnologia e Aplicações**, São Paulo: Editora Blucher, 2007