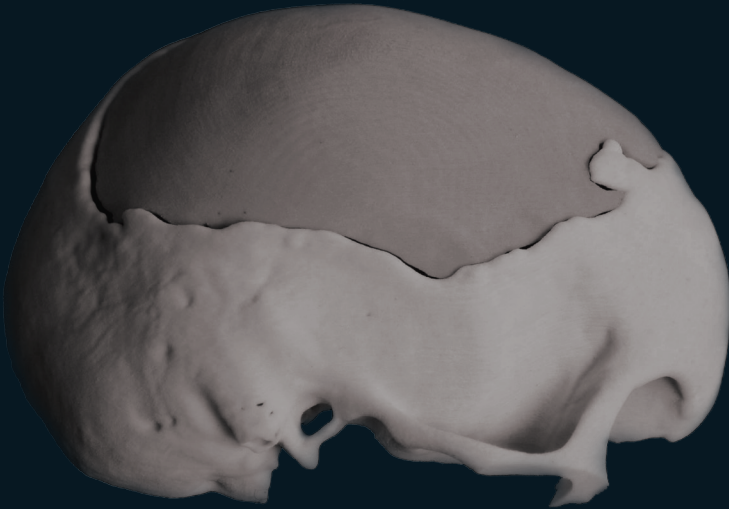


Desenvolvimento de implantes personalizados através da prototipagem rápida



Livia Garcia Ferrari

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
FACULDADE DE ARQUITETURA, ARTES E COMUNICAÇÃO - FAAC

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
BACHARELADO EM DESIGN DE PRODUTO

**Desenvolvimento de implantes personalizados através da prototipagem rápida:
a contribuição do design na medicina**

Livia Garcia Ferrari
ORIENTAÇÃO: Prof. Dr. Osmar Vicente Rodrigues

Bauru
2016

Desenvolvimento de implantes personalizados através da prototipagem rápida: a contribuição do design na medicina

Livia Garcia Ferrari

Trabalho de Conclusão de Curso apresentação como exigência para a obtenção do Título de Bacharel em Design, pela Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, sob a orientação do Prof. Dr. Osmar Vicente Rodrigues.

Bauru
2016

Agradecimentos

Em primeiro lugar devo agradecer aos Professores Osmar e Aristides sem os quais este trabalho não teria existido.

Aos Professores da Banca por terem aceitado participar deste momento importante da minha graduação.

Ao Kick pela parceria com os implantes desde o início.

À Isa e ao meu pai pela ajuda com a revisão do texto.

À Aline por ter me acalmado durante todo o trabalho.

Aos meus pais, Celene e José Roberto, por todos esses anos (e pela paciência).

À todos da Equipe CADEP, pelo companheirismo.

Ao Taquara, por todo o aprendizado.

Às *Divas*, pela assistência em vários aspectos desse trabalho, principalmente com as decisões.

E à minha irmã e avó, respectivamente por me distrair e alimentar excessivamente durante esse trabalho de conclusão de curso.

Sumário

Resumo.....	10
Introdução.....	12
Objetivos.....	13
Importância.....	14
Justificativa.....	15
Revisão Teórica.....	16
Introdução a Prototipagem Rápida.....	16
Histórico Prototipagem Rápida.....	18
Definição Cranioplastia.....	22
Histórico Cranioplastia.....	24
Cranioplastia nos dias de hoje.....	27
Matérias mais utilizados.....	28
Autólogo ou Auto-enxertos.....	28
Aloplásticos.....	29
Similares.....	33
Materiais e Métodos.....	38
Maquinário.....	38
Zprinter 650.....	38
Roland MDX540.....	40
Softwares.....	41
InVesalius.....	41
Blender.....	44
Projeto.....	45
Implante criança.....	45
Implante adulto.....	52
Mandíbula.....	55
Preparação do arquivo.....	60

Discussão.....	61
Conclusão.....	64
Referencias.....	66
Similares.....	68
Softwares.....	69
Figuras.....	69
Glossário.....	

Resumo

Este projeto tem como proposta estudar o desenvolvimento de modelos 3D para a produção de implantes craniofaciais personalizados pelas tecnologias de prototipagem rápida, analisando as dificuldades e aprimoramentos no desenvolvimentos dos modelos 3D e a personalização que a tecnologia comporta, além das possibilidades que a prototipagem rápida permite para esse segmento da medicina.

O início do projeto se deu com a parceria entre o departamento de medicina da UNESP de Botucatu e o CADEP (Centro Avançado de Desenvolvimento de Produtos) de Bauru para a realização de alguns implantes para nos casos onde a complexidade da fratura não permitia a utilização dos métodos tradicionais de cranioplastia, pois o Hospital das Clínicas da UNESP Botucatu conta com 50 casos aguardando solução.

Foi desenvolvido um implante final (que já foi implantado no paciente) e o estudo de outro ainda em desenvolvimento, ambos utilizados como base de estudo para este projeto.

This work studies the development of 3D models for the production of customized craniofacial implants using rapid prototyping technologies, analyzing the difficulties and improvements of the development of 3D models, the potentialities of the technology customization, and the possibilities allowed by the rapid prototyping in this medicine segment.

The beginning of the project took place with the partnership between the medical department of the UNESP-Botucatu and CADEP (Center of Advanced Product Development) from UNESP-Bauru to perform some implants in cases where the complexity of the fracture did not allow the use of traditional cranioplasty methods, since the “Hospital das Clinicas” from UNESP-Botucatu has 50 cases waiting for one solution.

It was developed a final implant (which has already been implanted in the patient) and the study of another still in development, both used as study base for this project.

Introdução

A cranioplastia é uma cirurgia que necessita de muito planejamento pois, a reconstrução da área fragilizada deve acontecer o mais rapidamente possível de modo que o paciente passe o mínimo de tempo em cirurgia. Nos métodos tradicionais empregados atualmente muitas vezes o implante é feito durante a cirurgia, tomando mais tempo da equipe. Por isso a utilização de implantes personalizados se torna tão vantajosa, eles são desenvolvidos previamente a partir das tomografias dos pacientes e fabricados utilizando tecnologias de prototipagem rápida. Assim no momento da cirurgia o implante já está pronto e se encaixa perfeitamente na fratura não sendo necessária nenhuma modificação, apenas a sua fixação no crânio do paciente, reduzindo em muito o tempo de cirurgia.

As dificuldades encontradas para a utilização desse tipo de implante hoje em dia são os altos custos das empresas especializadas em sua fabricação, o baixo número de profissionais para desenvolver esse tipo de implante e a dificuldade em encontrar o maquinário adequado para fabricá-

lo posteriormente.

Atualmente o Hospital das Clínicas da UNESP Botucatu conta com 50 casos aguardando solução. A parceria com o CADEP (Centro Avançado de Desenvolvimento de Produtos) se iniciou para produzir os implantes personalizados com as tecnologias já presentes no laboratório. Dois dos implantes são apresentados neste trabalho, um já implantado no paciente e outro ainda não finalizado. Eles foram desenvolvidos a partir de dois softwares principais (Invesalius e Blender), e impressos previamente em conjunto com a área afetada para análise pela equipe médica.

Este trabalho tem o intuito de mostra como esses implantes podem ser desenvolvidos a partir do uso de softwares livres para baratear o processo, reduzindo um dos custos do implante, sendo necessário arcar apenas com a sua fabricação. Além dos benefícios da prototipagem rápida para a medicina e para as análises médicas, auxiliando a equipe no planejamento de cirurgias delicadas

Objetivos

Os objetivos desse trabalho de conclusão de curso são:

- Mostrar a personalização que as tecnologias de prototipagem rápida permitem, e as vantagens e desvantagens das tecnologias de usinagem e impressão 3D utilizadas para o desenvolvimento dos implantes desenvolvidos no CADEP.
- Demonstrar o processo de desenvolvimento de implantes personalizados utilizando em sua grande maioria softwares livres de modo a baratear os custos para se obter um implante desenvolvido com tecnologia 3D. Observando as dificuldades no manuseio dos softwares de modo a tornar mais fácil para os desenvolvedores obterem bons resultados.
- Os benefícios da prototipagem rápida para esse segmento da medicina e para a área de análises médicas, ajudando na visualização de áreas de interesse para a equipe médica e no planejamento de cirurgias.

Importância

O número de pacientes que necessitam de uma cranioplastia cresce todos os dias, pois além daqueles com anomalias congênitas e problemas causados por outras doenças, existe o aumento anual dos acidentes de trânsito onde o trauma mais comum é o craniano encefálico.

Os implantes personalizados desenvolvidos com tecnologias de prototipagem rápida vem se tornando mais usuais devido aos benefícios que eles proporcionam aos pacientes. Porém empresas privadas trabalham com o desenvolvimento dos implantes com preços elevados, tornando difícil para os hospitais públicos arcarem com os custos.

Institutos como o CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer) que possuem parcerias com hospitais para aplicação de tecnologias tridimensionais na medicina, realizam um trabalho primoroso. Contudo não suprem toda a demanda. Por consequência, a necessidade de profissionais preparados para o desenvolvimento 3D de implantes cranianos aumentou.

A importância desse trabalho consiste em demonstrar o processo de desenvolvimento de

implantes personalizados de modo que outros designers consigam trabalhar sem a necessidade de softwares específicos onerosos, utilizando apenas softwares livres para reduzir o custo de produção. Além de demonstrar as vantagens da prototipagem rápida para a medicina, mais especificamente para a área de implantes, que torna possível reparar fraturas que antes demandariam horas de cirurgia e não apresentariam as vantagens estéticas que os implantes personalizados permitem.

Devemos salientar a importância da parceria entre médicos especialistas e designers no desenvolvimento dos implantes pois o profissional de design não possui o conhecimento específico necessário para o desenvolvimento de um implante craniano sem auxílio de um especialista.

Justificativa

Esse projeto se iniciou após o Prof. Aristides Palhares da UNESP - Botucatu, entrar em contato com o Prof. Osmar Vicente Rodrigues em busca de soluções para a realização de alguns implantes para casos onde a complexidade da fratura não permitia a utilização dos métodos tradicionais de cranioplastia. O objetivo era empregar as tecnologias presentes no CADEP (Centro Avançado de Desenvolvimento de Produtos) para o desenvolvimento de implantes personalizados que poderiam ser utilizados nos pacientes que apresentavam uma falha óssea de grande dimensão ou geometria complexa.

Depois de uma primeira visita ao laboratório onde as tecnologias de prototipagem rápida e subtrativas foram apresentadas, foi decidido que o melhor método seria realizar um protótipo com a impressora de gesso (Zprinter) seguido pela usinagem do implante final em acrílico, material que já é utilizado tradicionalmente em implantes cranianos e apresenta boa biocompatibilidade.

Existem aproximadamente 50 casos aguardando uma solução no Hospital das

Clínicas da UNESP Botucatu. Sem esse tipo de tecnologia atual os pacientes dependem das técnicas tradicionais que protegem o crânio mas não alcançam o resultado estético almejado: a reintegração desses pacientes na sociedade, pois todos os casos envolvem fraturas de difícil solução com as técnicas tradicionais em razão de sua geometria ou extensão. Ou então aguardariam anos sem uma solução, pois implantes personalizados produzidos por empresas especializadas não se encontram dentro do orçamento dos hospitais públicos nacionais.

Com o advento dessa parceria os pacientes têm a oportunidade de solucionar seus problemas de modo mais rápido. Pois espera-se que o prazo de desenvolvimento se reduza cada vez mais conforme o método de trabalho é desenvolvido.

De qualquer forma ainda sofremos com empecilhos como a falta de verba para cobrir os custos com os insumos utilizados no desenvolvimento dos produtos e os custos da operação.

Revisão Teórica

Introdução à Prototipagem Rápida

Prototipagem rápida é o conjunto de tecnologias utilizadas para fabricar rapidamente modelos, protótipos e produções de baixa escala. Segundo BEAMAN et al.(1997), essas tecnologias são capazes de produzir objetos sólidos complexos diretamente de um modelo de computador (CAD), sem ferramental e conhecimento específico.

Para entender melhor o funcionamento da prototipagem rápida podemos seguir a analogia que W.D.Rase (2002) fez entre as artes e os processos de fabricação :

- Buonarotti, Michelangelo (1475-1564, Itália): “ Um bloco de material é tratado com uma ferramenta até sua forma final ser atingida. Um bloco de mármore é transformado em uma escultura.
- Rodin:, Auguste (1840-1917, França): “O modelo é construído acumulando pequenas quantidades de material. A escultura ou modelo em escala é montada em gesso ou outro material maleável.”
- Chillida, Eduardo (1924-2001, Espanha): “O material é formado por forças extremas (fortes), como um ferreiro transformando um bastão de ferro em uma foice .” (Rase, 1997)

A técnica de escultura de Michelangelo pode ser comparada às máquinas CNC da atualidade, que retiram material de um bloco até chegar ao desenho desejado. Já a técnica de Chillida utiliza da força e da capacidade de deformação dos materiais para atingir sua forma final, do mesmo modo que a injeção de plásticos e a forja.

E é finalmente na técnica de Rodin, que temos a analogia da prototipagem rápida, pois ela constrói os objetos a partir da deposição de material até que o mesmo atinja o formato desejado.

Para conseguir esse resultado o maquinário fatia o arquivo eletrônico do objeto em várias partes, em um conceito muito similar às curvas de níveis topográficas e o constrói camada por camada, com diversas técnicas diferentes dependendo do tipo do maquinário.

O formato de arquivo adotado pela grande maioria dos fabricantes é o STL, desenvolvido pela 3D Systems. Ele funciona transformando o arquivo em uma malha de triângulos e salvando a localização de todos os vértices segundo o sistema de coordenadas cartesiano. Conforme Grimm (2004), o formato STL constrói uma ponte na

barreira de comunicação entre todos os sistemas CAD e dispositivos de prototipagem rápida, não sendo necessário utilizar formatos diferentes para cada uma das tecnologia.

Resumidamente, a partir do modelo 3D salvo em .stl o software da tecnologia fatia o arquivo em várias camadas e inicia o processo de manufatura aditiva, depositando camada sobre camada até o formato final, que se assemelha ao modelo 3D original.

Histórico Prototipagem Rápida

A prototipagem rápida tem origem nas técnicas de topografia e foto escultura desenvolvidas no final do século XIX.

No início de 1890, Blanner (Blanner, 1892) sugeriu um método por camadas para a fabricação de molde para mapas topográficos. O método consistia em imprimir contornos topográficos em uma série de discos de cera e cortar os discos no formato dessas linhas. Após empilhar e alisar essas seções de cera, se obtia um modelo tridimensional positivo e negativo do terreno. Então com o devido tratamento dessas superfícies, um mapa impresso de papel era prensado entre os moldes para criar um modelo topográfico com profundidade (BEAMAN, 1997).

Seguindo as ideias de Blanner foram propostos métodos para a fabricação de mapas topográficos durante todo século XX (ver Figura 1). Por Perara, em 1940, cortando as linhas de relevo a partir de papelão; Zag em 1964 utilizando pratos transparentes com detalhes topográficos escritos e Gaskin, em 1973, que descreveu um aparato de ensino topográfico em 3 dimensões.

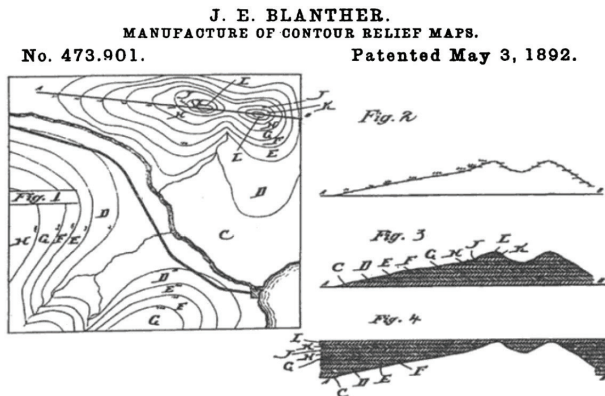


Figura 1- Molde em camadas para mapa proposto em 1892

Em 1972, Matsubara, da Mitsubishi Motors, propôs um método de construção a partir de uma resina fotopolimerizável. A resina em questão era coberta com partículas refratárias (por exemplo: pó de grafite ou areia) e curada a partir da emissão de uma fonte de luz coerente, no caso específico uma lâmpada de vapor de mercúrio, a qual era seletivamente projetada, provocando o endurecimento de uma determinada região. As finas camadas formadas a partir do método proposto eram sobrepostas sequencialmente, constituindo-se posteriormente em um modelo de fundição (VOLPATO, 2007).

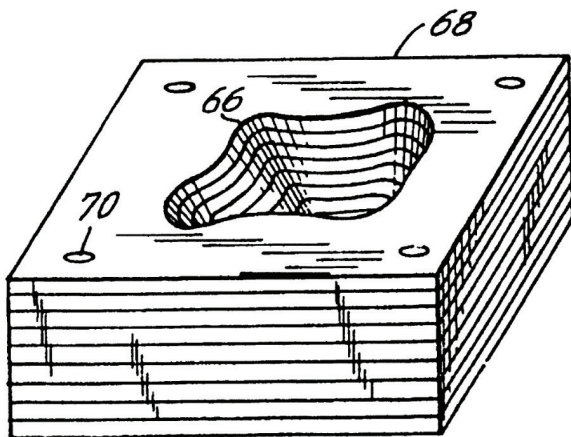


Figura 2- Molde em camadas proposto por DiMatteo

Em 1974, DiMatteo reconheceu que essas mesmas tecnologias de empilhamento poderiam ser utilizadas para produzir superfícies de difícil fabricação por métodos tradicionais (ver Figura 2). Exemplos que ele mencionou foram hélices, aerofólios, cames de três dimensões e moldes para prensas mecânicas. Folhas metálicas seriam formadas por uma fresadora e unidas em camadas (BEAMAN et al, 1997).

O primeiro uso real da técnica com laminados para a criação de ferramentas foi realizado pelo Professor Nakagawa, da Universidade de Tóquio, que desenvolveu estudos no final das décadas de setenta e oitenta.

A foto escultura é uma técnica que busca a réplica exata de objetos e animais em 3 dimensões, a partir de uma série de fotos tiradas ao redor do assunto e projetadas simultaneamente para criar a escultura.

Uma das realizações de sucesso desta tecnologia foi o desenvolvimento por Frenchman François Willème [apud Bogart] em 1860. Basicamente, a sua técnica consistia em colocar no centro de uma sala circular, um objeto e em torno deste posicionar 24 câmeras fotográficas, distribuídas igualmente, acionando-as simultaneamente. A silhueta de cada uma das fotos era utilizada depois por um artista para esculpir cada um dos vinte e quatro avos ($1/24$) da porção cilíndrica da figura, conforme citado por Beaman (VOLPATO, 2007).

Em 1904, Baese obteve um efeito parecido utilizando um método mais avançado que envolvia a exposição de gelatina fotossensível

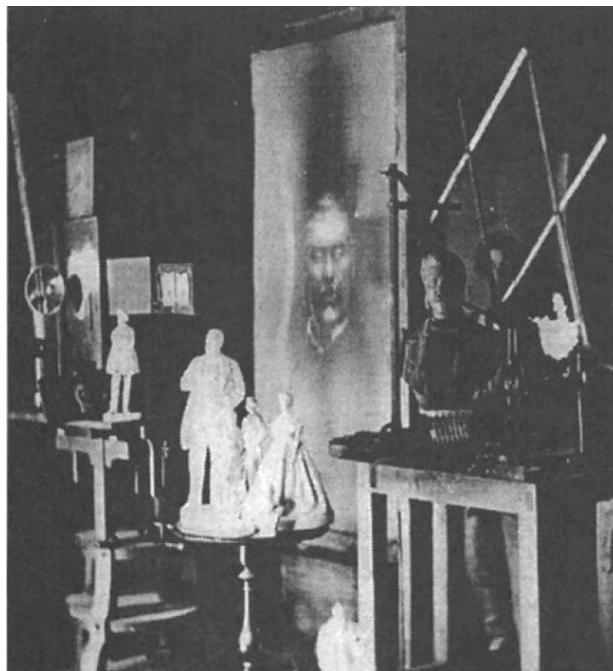


Figura 3- Estúdio de François Willème

em luz graduada (ver Figura 4). A gelatina tinha a interessante propriedade de expandir em proporção a sua exposição depois de ser tratada com água. Em seguida Moroika (1935-1944) utilizou luz estruturada que consistia de tiras pretas e brancas de luz que criavam as linhas de contorno para as camadas formando a foto escultura (VENUVINOD; MA, 2004).

Em meados de 1950 surgiu uma tecnologia muito similar às técnicas de SLA existentes. Munz (1956) patenteou um sistema de manufatura por camadas onde uma emulsão fotossensível era exposta e o sistema formava as camadas a partir de um pistão que abaixava e recebia mais emulsão fotossensível juntamente com o agente fixador (ver Figura 5).

Foi a união de todas essas técnicas que culminaram no desenvolvimento das técnicas de RP atuais, que teve o seu primeiro equipamento de prototipagem lançado no mercado em 1987, SLA-1, pela empresa 3D Systems fundada por C. Hull.

Definição Cranioplastia

Cranioplastia é definida como o reparo cirúrgico de um defeito no crânio. Normalmente, a cranioplastia é realizada depois de uma Craniectomia ou Craniotomia e geralmente existe uma separação temporal entre o momento da fratura e sua reparação. Frequentemente, diferentes tipos de materiais são utilizados em vez do osso original. Substituir o crânio tem efeitos cosméticos e de proteção sem contar reverter o estado fisiológico alterado após uma craniectomia. Já foi mostrado que a cranioplastia melhora as anormalidades em eletroencefalografias, anormalidades do fluxo sanguíneo cerebral e outras anomalias neurológicas. Cranioplastia é executada principalmente seguindo uma craniectomia por ferimentos traumáticos. Para todas as faixas etárias, a remoção de um tumor ou craniectomia descompressiva são as principais causas de uma cranioplastia. Contraindicações para a cranioplastia incluem infecção, hidrocefalia, e inchaço do cérebro. Postergar uma cranioplastia pode prevenir infecções. Estudos sugerem que matérias “estrangeiros” devem ser utilizados depois de 1 ano dependendo do tipo de fratura para

permitir a ossificação espontânea (SHAH, 2014).

A técnica da cranioplastia é uma mistura delicada entre arte e ciência cirúrgica. O Crânio tem um formato bem definido topograficamente e regiões com contornos específicos. Algumas áreas são escondidas pelos cabelos e algumas áreas, como a região frontal, são facilmente vistas. Um resultado esteticamente agradável necessita que os contornos do calvarium sejam reconstruídos adequadamente ao mesmo tempo em que os “buracos” do crânio são cobertos (SHARMA, 2012).

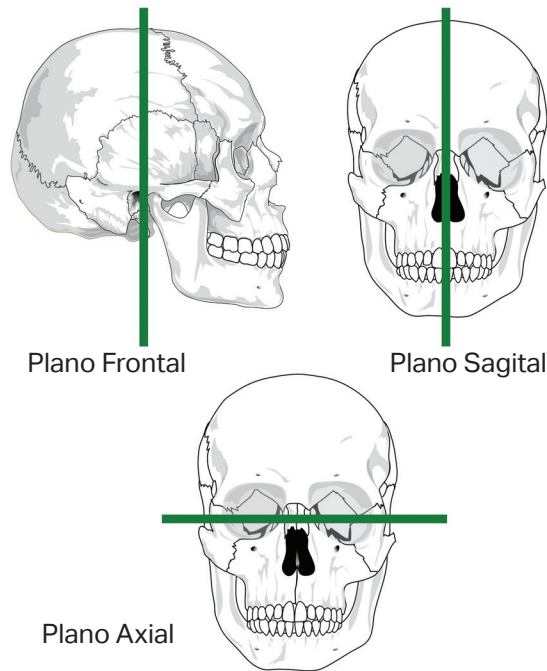


Figura 6- Esquema de cortes

Histórico Cranioplastia

Indícios arqueológicos evidenciaram que a trepanação é o procedimento cirúrgico mais antigo realizada pelos seres humanos. Praticada desde tempos imemoriais.

Existem evidências que trefinações (trefina-ferramenta de forma circular com objetivo de abrir um orifício no crânio) ocorreram desde tempos pré-históricos a partir do período Neolítico. As principais evidências arqueológicas foram encontradas em forma de pinturas rupestres e nos próprios crânios, restos mortais desta época. É o procedimento cirúrgico mais antigo para o qual realmente se tem evidências arqueológicas (SANAN, 1997).

A trepanação desperta muitas questões, como a finalidade do procedimento, se tinha indicações precisas, se era parte de algum ritual, quais eram as complicações mais comuns, e as taxas de sobrevivência (COLLADO-VÁZQUEZ, 2014).

Trepanação parece ter sido prescrita como um tratamento para dores de cabeça, doenças mentais, epilepsia, e principalmente, traumas

no crânio. No último caso, o procedimento era utilizado para aliviar a pressão no cérebro causada por fraturas, para remover estilhaços de ossos ou para drenar hematomas (COLLADO-VÁZQUEZ, 2014).

Na França, em um dos sítios arqueológicos, o sepulcro incluiu quarenta casos de trepanação, um terço dos crânios encontrados no local, datados de 6500 ac. Este percentual é bastante elevado, em outros achados eles diferem muito. É a partir dos restos humanos encontrados em tais sítios que sabe-se que esta cirurgia tinha uma taxa razoável de sobrevivência. Muitos crânios mostram sinais de cura e indicam que o paciente viveu por anos após a trefinação, e às vezes verifica-se outra trepanação realizada posteriormente onde o paciente novamente sobreviveu à experiência (SAURA, 2015).

Segundo Sanan et Rengachary (1998), em evidências arqueológicas do Peru (3000 ac), alguns dos crânios trepanados foram encontrados junto com conchas, cabaças e placas de ouro e prata (ver Figuras 7 e 8). Existem também muitos exemplos de crânios em que o material foi encontrado de fato cobrindo o defeito da trepanação. Não sendo



Figura 7- Crânio inca com três trepanações em estágios diferentes de cura, provando que a trepanação era um procedimento com sobrevivência a longo prazo

Figura 8- Crânio encontrado no Peru com uma fina placa de ouro cobrindo defeito, dando suporte a argumentação que a cranioplastia era realizada por cirurgiões da pré-história Peruana



irracional assumir que a cranioplastia era uma operação comum no peru antigo.

Embora a cranioplastia não esteja presente em relatos da época, a trepanação continuou a ser praticada e existem relatos de sua utilização na Grécia e Roma antiga, como Hipócrates (460-370 a.c.) que em seu livro *Dos Ferimentos na Cabeça*, fez uma classificação de em quais casos a trepanação deveria ser utilizada. Cláudio Galeno (129-217) descreveu a técnica e sua utilização para fraturas e pressões no crânio, entre outros. Existem relatos do procedimento na Idade média para curar traumas, epilepsia e motivos supersticiosos.

Não foi até Gabriele Falloppio (1523-1562) que encontramos a primeira descrição escrita de uma cranioplastia. Relatando sobre fraturas cranianas Fallopio aconselhava o cirurgião a inspecionar a dura (meninge que envolve o cérebro para proteção). Se a dura não estivesse violada, ele aconselhava recolocar o crânio; contanto, se a dura estava quebrada, Fallopio aconselhava que o osso fosse removido e uma placa de ouro fosse colocada em seu lugar (Sanan et Rengachary, 1998).

A Primeira cranioplastia com enxerto

ósseo conhecida foi relatada por Van Meekeren em 1668, que descreveu o uso de um pedaço de crânio de cachorro para substituir parte do crânio de um homem nobre, que havia recebido um golpe de espada na cabeça em Moscou. Aparentemente, a saúde do paciente foi restaurada, mas ele foi excomungado da igreja russa, que não podia admitir a presença de um osso animal em um crânio humano. Porém a remoção do enxerto não foi possível pois os ossos se uniram (PÜLHORN;REDFERN, 2009).

Phillips Von Walther realizou um bem-sucedido enxerto ósseo em 1820, o primeiro implante autólogo. Ele, depois de uma cirurgia para aliviar pressão intracraniana por remoção de uma parte do crânio, reparou o orifício craniano com um pedaço de osso removido da própria cabeça do paciente. Este tipo de cirurgia com enxerto ósseo tinha sido realizado com êxito mais de mil vezes no início do século XX (VON WALTER, 1821).

Cranioplastia nos dias de hoje

A cranioplastia para a correção de extensos defeitos cranianos apresenta um grande desafio para o cirurgião. No geral os pacientes apresentam um curso clínico complexo, que envolve múltiplas operações, além de dificuldades técnicas que dependem de material e equipe adequados para execução. Nas perdas ósseas de toda a espessura da calota craniana, a cranioplastia tem o principal objetivo de proteger o encéfalo e corrigir uma deformidade estética extremamente aparente. Além disso, quando os defeitos são grandes eles permitem que o escalpo exerça pressão direta sobre o cérebro, e nesses casos também é observada melhoria na fala e nos quadros de hemiparesia após a reconstrução craniana (HARA et al, 2011).

A reconstrução deve obrigatoriamente seguir os contornos da complexa topografia da superfície craniana. Com esse objetivo, uma extensa variedade de técnicas e de materiais têm sido utilizados:

- Autólogo ou Auto enxertos (*Autograft*): doador e receptor é mesma pessoa.
- Homoenxertos ou Homólogos (*Allograft*): doador e receptor são indivíduos diferentes e de mesma espécie.
- Xenoenxertos ou Heterólogos (*Xenograft*): indivíduo e receptor são indivíduos de espécie diferentes.
- Aloplásticos: materiais metálicos, acrílicos ou ainda cimentos ósseos derivados do cálcio.

O sucesso dessas técnicas não é garantido, pois depende do tamanho da lesão e de em qual região do crânio ela está localizada. Idealmente o material empregado deve ser primeiramente biocompatível, com boa resistência, não magnético, estável e leve. Deve também possibilitar a análise pós-operatório através de métodos de imagem (SAURA, 2014).

Matérias mais utilizados

Autólogo ou Auto enxertos

Um dos métodos de cranioplastia é utilizar o próprio fragmento do crânio que foi retirado como enxerto (ver Figura 9), salvando o pedaço no tecido adiposo do abdômen até que a cranioplastia possa ser realizada, porém não é mais popular como antigamente pois “é necessário uma segunda cirurgia, ocorre uma cicatriz no abdômen e a capacidade osteogênica do osso nunca é como esperado” (AYDIN, 2011). Além do risco de reabsorção do osso no próprio abdômen.

Outro método é a utilização de um osso de uma área doadora como o próprio crânio ou costela do paciente. Porém retirar o osso dessas áreas requer tempo, desconforto para o paciente e o risco da reabsorção do osso.

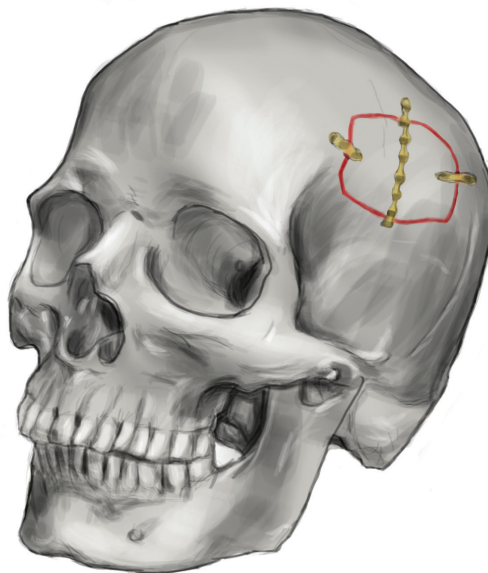


Figura 9- Exemplo de cranioplastia com auto enxerto

Aloplásticos

Polimetilmetacrilato (PMMA, moldado)

O PMMA (Polimetilmetacrilato – Acrílico) é o material aloplástico mais aplicado em implantes cranianos, embora venha sendo lentamente substituído. Este material possui uma extensa faixa de possibilidades, seria um material sintético ideal por ser simples de preparar, biocompatível, inerte, leve, rígido, de baixo custo, facilmente aplicável e possuir baixa condutividade térmica (SAURA, 2015).

Uma característica que se apresenta como vantagem e desvantagem do PMMA é sua polimerização durante o decurso da operação através da mistura do monômero líquido com polímero em pó. Isto permite uma moldagem durante e no ambiente do ato cirúrgico, porém como resultado desta mistura ocorre uma reação exotérmica, na qual a temperatura pode atingir 80°C durante o tempo de cura do polímero (8-10 min). O resultado obtido é um polímero translúcido e rígido (ver Figura 10). No início do processo de polimerização o monômero líquido é

extremamente alergênico e citotóxico, a mistura deve então ocorrer fora do local de implante (EPPLEY, 2005).

Outra grande desvantagem é a necessidade de moldar o material durante a cirurgia aumentando o tempo de execução da mesma, além do fato de por ser feito manualmente com um tempo limitado, dificilmente o implante apresenta a curvatura adequada do crânio.



Figura 10- Exemplo de cranioplastia com PMMA

Titânio

O Titânio é difícil de moldar, mas relativamente barato e biocompatível. Também apresenta boa tolerância a infecções, elevada resistência à corrosão e ótimas características mecânicas. Existe na forma de malhas e de placas de titânio (ver Figura 11). Uma das suas desvantagens é o ruído que causa em ressonâncias magnéticas e tomografias computadorizadas.

A conformação de implantes metálicos se apresenta como uma solução interessante na cranioplastia, pois permite uma produção seriada, que tem precisão com custo mais baixo e ainda alcançam algum grau de complexidade ótima para receptibilidade de implantes. Contudo, mesmo sendo uma excelente opção aplicada a cranioplastia, não atende a criação de implantes sob medida para grandes falhas ósseas. Os dispositivos comumente produzidos para essa aplicação são: malhas dinâmicas que podem ser moldadas no ato da intervenção cirúrgica e fixadas com micro parafusos e dispositivos, tais como placas, pinos e parafusos (SAURA apud SCHIPPER et al., 2004).

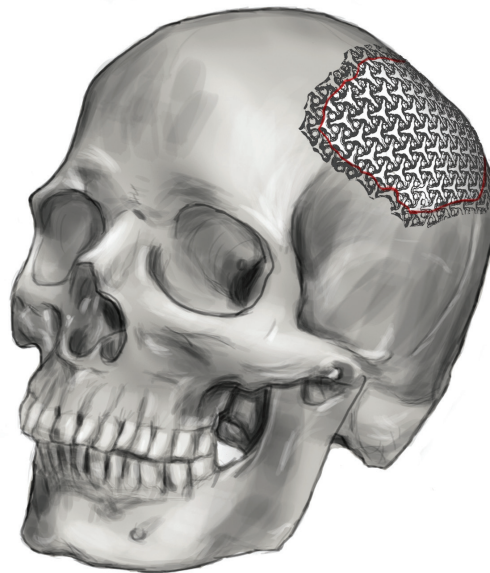


Figura 11- Exemplo de cranioplastia com malha de titânio

Hidroxiapatita (HA) cimento

Hidroxiapatita é formada por fosfato de cálcio cristalino. Esse material já está presente no tecido dos ossos. Por isso, se crê que a hidroxiapatita aumenta a reparação dos ossos. As vantagens são pouca reação com o tecido, aumento da reparação dos ossos, e boa osteointegração. Por outro lado, a sua maior desvantagem é não ser um material muito resistente ao estresse podendo quebrar facilmente (AYDIN, 2011).

Algumas vezes é utilizado sozinho para reparar pequenos defeitos. Em outras em conjunto com a malha de titânio (ver Figura 12).

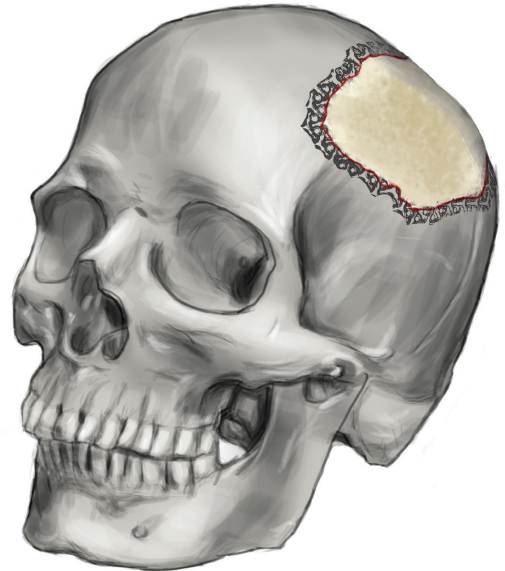


Figura 12- Exemplo de cranioplastia com Hidroxiapatita

Similares

Tartaruga Cleópatra

Uma tartaruga-leopardo (*Stigmochelys pardalis*) chamada Cleópatra ganhou um novo casco em plástico vermelho que pode salvar a sua vida (ver Figura 13). O casco foi desenvolvida por um estudante de Design da Colorado Technical University, que gastou em torno de 600 horas para desenvolvê-lo, pois o casco original da tartaruga estava enfraquecido e com buracos devido a uma alimentação muito rica em proteínas. Com o novo casco Cleópatra está protegida de outras tartarugas, consegue se erguer caso tenha virado e está protegida de infecções. A grande dificuldade em desenvolver o casco foi ajustar a influência da gravidade em código para fazer o plástico “cair como um pedaço de pano” no casco avariado.



Figura 13- Cleópatra com seu novo casco

Minerva

Agora que os cientistas estão alertando as pessoas sobre os danos da exposição prolongada a sons altos, uma empresa chamada Minerva Hearing Protection no país de Gales está utilizando a impressão 3D para criar tampões de ouvidos para prevenir danos na audição para todos de músicos a mecânicos de fórmula 1. O produto é customizado para cada canal auditivo do usuário para eliminar completamente sons externos, e são feitos utilizando uma impressora 3D de acrílico (ver Figura 14 e 15). Os tampões são pequenos, e construídos com filtros acústicos que levam em conta a resposta natural dos ouvidos.

O processo de produção começa com um técnico fazendo uma copia do canal do ouvido externo do cliente, e em seguida realizando um molde com silicone líquido. O resultado é então digitalizado para poder ser utilizado para a impressão 3D. A empresa produz mais de 4.000 exemplares por semana.



Figura 14- Exemplo de utilização

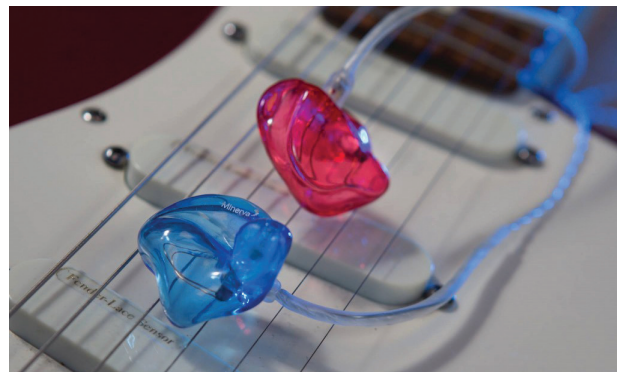


Figura 15- Tampões de ouvido Minerva

Jabuti Fred

Uma Jabuti foi encontrada após um incêndio em Brasília, no momento do resgate ainda possuía um pedaço do casco, que depois caiu e deixou o animal desprotegido. A Jabuti não podia ficar muito tempo no sol pelo risco de queimaduras solares e andar sem supervisão já que podia sofrer arranhões com as plantas do jardim. Então o veterinário pediu ajuda de três amigos para desenvolverem uma prótese impressa em 3D para substituir o casco. Primeiro o animal foi fotografado de vários ângulos para reconstituir o casco em 3D, depois foram 50 horas de impressão do casco, seguida pelo acabamento e polimento da prótese (ver Figura 16 e 17). O casco encaixou perfeitamente não sendo necessário parafusar o casco na jabuti.



Figura 16- Jabuti Fred com o novo casco



Figura 17- Jabuti Fred durante cirurgia

Protetor de cabeça

3D Zings, uma empresa de impressão 3D espanhola, criou um protetor de cabeça customizado para um jovem que perdeu parte de seu crânio por causa de um tumor. A prótese foi projetada para proteger temporariamente o crânio do paciente até que o implante permanente possa ser implantado dentro de 5 meses.

O hospital avisou ao paciente que ele teria de ser muito cuidadoso em não machucar ou bater a cabeça de modo algum (uma perspectiva que o deixou bastante alarmado). Embora o hospital tenha oferecido uma proteção genérica de cabeça, o paciente não ficou satisfeito com ela e foi em busca de uma solução personalizada.

A empresa digitalizou a cabeça do paciente (ver Figura 20), e desenvolveu uma cobertura personalizada para proteger a área do crânio, tomando cuidado para que a proteção fizesse contato apenas com a área da cabeça em que os ossos estavam seguros e seguindo a curvatura natural do crânio (ver Figura 18 e 19). A proteção foi impressa em PLA já que a prótese precisava ser robusta e barata.



Figura 18- Área de risco



Figura 19- Protetor de cabeça personalizado

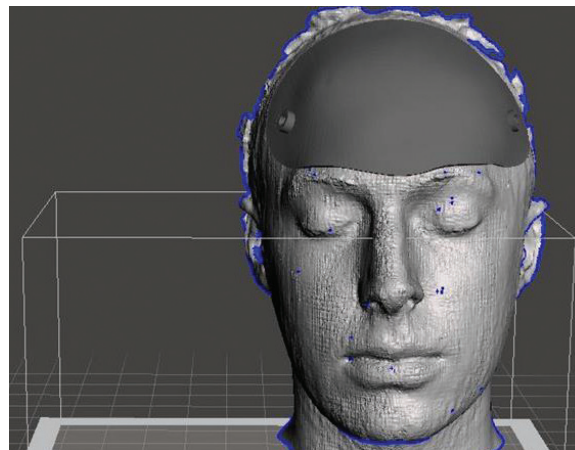


Figura 20- Tela do programa

“Eles queriam uma prótese robusta mas ainda assim econômica. Neste caso, a tecnologia FDM de impressão 3D deu-nos precisão e força o suficiente, e é por isso que a escolhemos para realizar este projeto.”

3D Zings

Materiais e Métodos

Maquinário

Zprinter 650

É uma impressora baseada em tecnologia 3DP com resolução de 600 x 540 dpi (ver Figura 21). Sua área de trabalho é de 381 x 254 x 203 mm e permite a impressão com até 390.000 cores.

A impressora possui uma base móvel de impressão (build), que é preenchida com um compósito de pó de gesso. As cabeças de impressão depositam a solução aglutinante sobre o pó de uma maneira semelhante às impressoras tradicionais, a grande diferença é que isso ocorre por camadas, a cada camada de pó que é alocada no build uma camada de líquido aglutinante é impressa e assim sucessivamente até completar todas as camadas e formar o objeto final. Um dos pontos positivos é que o pó não utilizado na peça retorna ao tanque após a impressão e é reaproveitado não gerando refugos, além da tecnologia dispensar a utilização de suporte, pois as peças são sustentadas pelas camadas de pó. A tecnologia necessita de um pós processamento manual onde todo o pó não aglutinado é removido da peça utilizando pincéis e jatos de ar, seguido pela aplicação de cianoacrilato

que reage com a peça aumentando sua resistência.

A impressão 3D (especificamente no caso da Zprinter 650) permite criar geometrias que seriam impossíveis em outros métodos de produção com uma incrível precisão, além de permitir a impressão de objetos com partes internas móveis que dispensam a sua montagem posterior. Porém seus insumos são patenteados os tornando muito custosos e os protótipos são frágeis necessitando de cuidado no manuseio. A tecnologia permite a impressão de qualquer objeto imaginável, porém como é necessário a retirada manual do objeto do build para passar pela etapa de pós processamento, é importante observar a geometria da peça pois elementos muito delicados podem não suportar essa etapa do manuseio.



Figura 21- Zprinter 650

Roland MDX540

A Fresadora CNC Roland MDX 540 com 4º eixo rotacional ZCL 540 é uma CNC de alto desempenho (ver Figura 22). Sua área de trabalho é 500 x 400 x 155 mm e por possuir um eixo rotacional pode trabalhar peças em 360°. Em geral possui um valor mais baixo que o das tecnologias de prototipagem rápidas aditivas e conta com a possibilidade de trabalhar com uma grande variedade de materiais incluindo madeiras, resinas, plásticos e metais não ferrosos, como alumínio e cobre. Isso apresenta uma grande vantagem pois é capaz de produzir protótipos funcionais que podem passar por testes estruturais.

Seu funcionamento consiste em uma etapa de preparação no software da máquina para definir o tamanho do bloco para usinagem e preparar o caminho da ferramenta com os parâmetros de rotação e fresas adequadas. O bloco é fixado na máquina e ela inicia o trajeto retirando o material até a peça atingir o formato final. Geralmente a peça é usinada em duas etapas, a segunda sendo para dar o acabamento.

A usinagem tem um preço reduzido em comparação às outras tecnologias de prototipagem rápida, e pode trabalhar com uma vasta gama de materiais. Porém necessita de um extenso estudo da geometria da peça pois a usinagem possui as limitações do ângulo da fresa, que não pode alcançar alguns espaços sem danificar a geometria final. Possui também limitações devido aos tamanhos das fresas, não sendo possível realizar depressões menores que a fresa fixada na máquina. O Operador da máquina necessita de conhecimento específico para operar a máquina.



Figura 22- Roland MDX 540

Softwares

InVesalius

É um software livre 3D de reconstrução anatômico a partir de imagens provenientes de máquinas de tomografia computadorizada e ressonância magnética. Ele é desenvolvido pelo CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer) desde 2001, para atender a necessidade de hospitais brasileiros que não contavam com um software em português de imagens médicas. O Software pode ser utilizado e modificado conforme as necessidades do usuário sem qualquer custo por se tratar de um software livre.

O software permite a visualização de imagens médicas e possibilita a projeção volumétrica e geração de superfícies 3D. A partir dos arquivos bidimensionais (DICOM) o usuário pode escolher qual o tecido deseja tridimensionalizar, sendo possível visualizar todas as estruturas presentes no arquivo e separá-las por camadas. O usuário pode se utilizar das ferramentas de edição do programa para definir manualmente as áreas de interesse que deseja analisar. O site para download do software é <http://www.cti.gov.br/invesalius/>, alguns arquivos

DICOM são fornecidos para testes (ver Figura 23).

Imagens DICOM

DICOM (Comunicação de Imagens Digitais para Medicina) é o tipo de arquivo utilizado por equipamentos de tomografia computadorizada, ressonância magnética, radiografias, ultrassonografias, etc. Ele consiste em um conjunto de regras que padronizam e possibilitam a troca de informações entre os aparelhos acima citados, computadores e hospitais. Ele foi elaborado de um modo que a informação do paciente não pode ser separada das imagens por engano.



Figura 23- Tela de abertura InVesalius

Utilização

Com o programa aberto, o usuário deve importar as imagens escolhendo a pasta onde seus arquivos DICOM estão localizados. Após isso o software abre as telas com as orientações Axial, Sagital e Coronal da área de interesse do arquivo. É possível visualizar as camadas utilizando a barra de rolagem lateral de cada uma das vistas.

Para a construção 3D do tecido, pode se escolher um dos valores de limiar pré-definidos no programa (ossos, tecido epitelial, esmalte, etc.) ou definir a limiar da escala de cinza manualmente.

Uma máscara colorida é criada nas vistas exibindo as regiões que foram selecionadas, e clicando no botão “Gerar superfície” a nova superfície será exibida na janela de visualização 3D (ver Figura 24). Para gerar um modelo apurado das estruturas é importante que na tomografia ou ressonância magnética a espessura entre as camadas tenha sido menor que 1mm, assim o 3D gerado pelo Invesalius não apresentará grandes “degraus”.

Em casos onde o paciente possua restaurações feitas com Amálgama de prata é necessário criar a segmentação manualmente utilizando o painel

de edição Manual, pois esse tipo de restauração dentária causa grandes ruídos nas imagens. Utilizando o pincel apagar, deve-se remover o ruído de todas as camadas afetadas, com muita cautela pois a edição manual requer um maior conhecimento de anatomia.

Após a geração do 3D, o usuário pode exportá-lo para um arquivo .stl no painel “Exporte os dados”, a fim de trabalhar com outros softwares de modelagem ou imprimir a peça para análise. Para mais instruções de utilização está disponível no site oficial do software o manual em português.

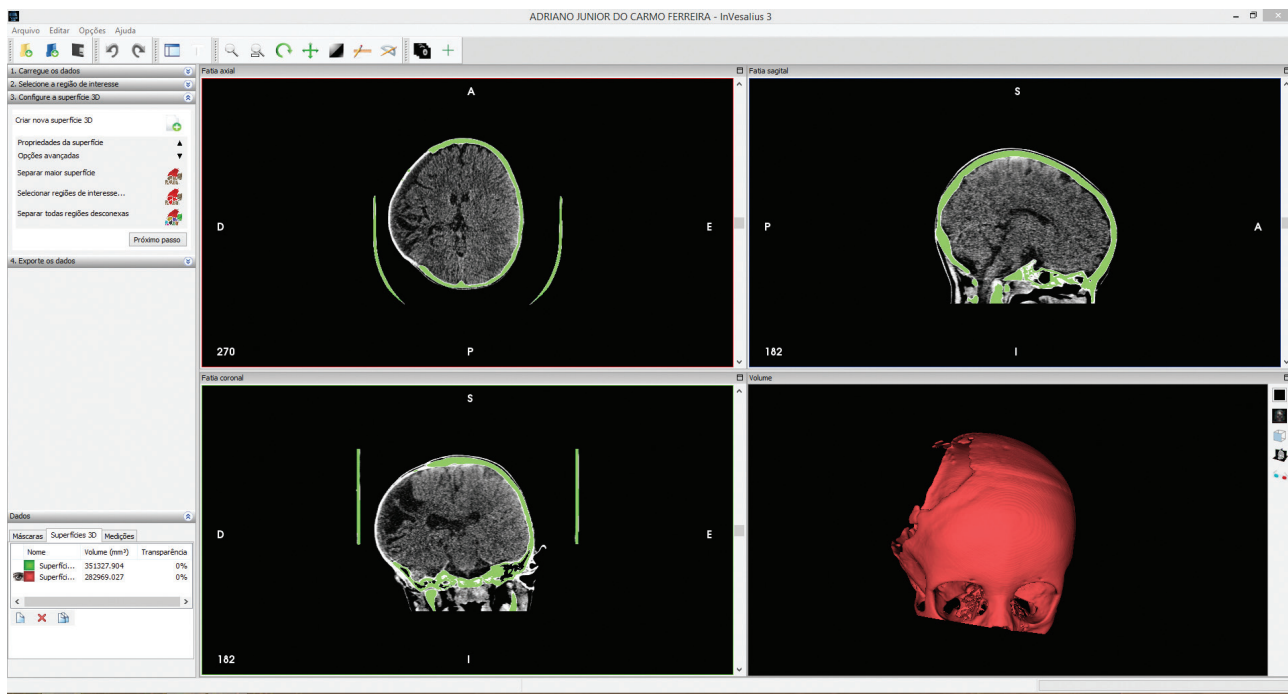


Figura 24- Tela InVesalius

Blender

Blender é um software livre de manipulação 3D, para modelagem, animação, renderização, edição de vídeo e criação de jogos (ver Figura 25). Ele foi desenvolvido com o intuito de produzir animações por um estúdio holandês, foi apenas em 2002 que o programa foi lançado com código aberto após uma campanha chamada “free blender” que tinha como objetivo arrecadar a verba necessária para os investidores liberarem o programa como um software livre. Hoje Blender é desenvolvido pela comunidade e pela Blender Foundation, uma entidade sem fins lucrativos criada para apoiar e aprimorar o programa além de estabelecer serviços para usuários e desenvolvedores. Porém ela depende em sua maioria da comunidade internacional que realiza a maior parte do desenvolvimento desde novos recursos, ajuste de erros e melhora da usabilidade.

Suas principais características são :

- Modelagem 3D através de manipulação de vértices, arestas e faces, além de contar com

um modo de escultura avançado.

- Software multi-plataforma, com versões para Mac OS, Linux, Windows e vários sistemas operacionais.
- Interface customizável para diferentes tipos de produção.
- Modo de criação integrada com ferramentas de modelagem, mapeamento UV, texturização, animação, renderização, pós-produção, simulação de partículas e criação de jogos.
- Apoio da comunidade de usuários online por meio de fóruns, em português e inglês.
- Possibilidade de utilizar linguagem de programação (Python) para customizar o aplicativo e criar novas ferramentas.



Figura 25- Logo Blender

Projeto

Implante criança

O Primeiro implante foi desenvolvido para uma criança que sofreu um trauma após cair de uma altura elevada. Como a fratura era muito extensa e a criança muito agitada, o caso foi escolhido para ser o primeiro desenvolvido em conjunto com o CADEP. Antes de iniciar foi excluído os elementos que são abertos automaticamente com um novo arquivo do Blender (Câmera, Cubo e Luz). E em seguida foi feito a importação do arquivo .stl do crânio gerado pelo Invesalius e o alinhamento (ver Figura 26).

Como se tratava de uma fratura que atingia apenas um dos planos sagitais do crânio, era possível utilizar um espelhamento da parte não lesionada para manter o contorno natural do crânio e sua textura. Assim utilizando o comando de cópia e espelhamento do Blender, a cópia foi alinhada no local correto (sua cor também foi modificada para auxiliar na visualização) como pode ser visto na Figura 27.

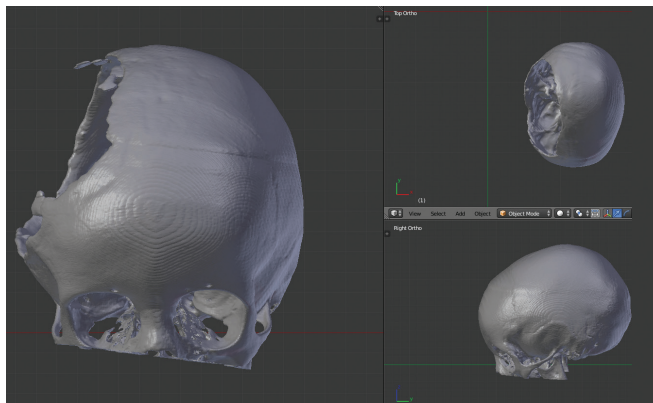


Figura 26- Crânio

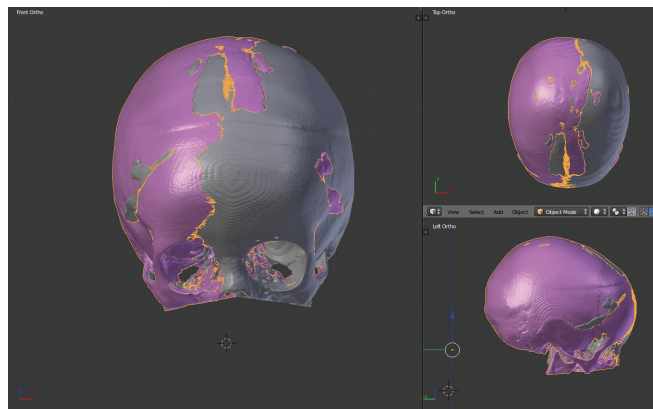


Figura 27- Espelhamento

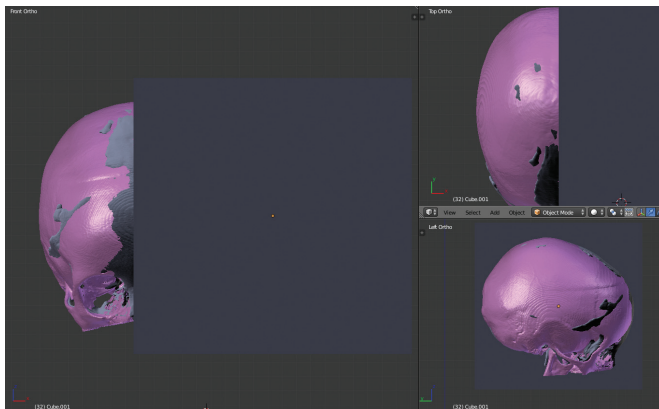


Figura 28- Corte com quadrado

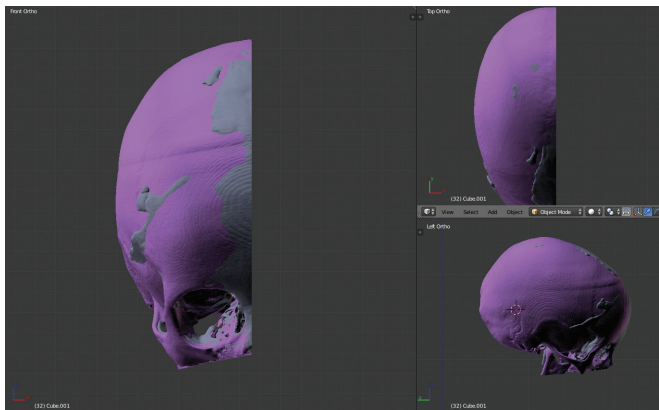


Figura 29- Após Boolean

Para tornar a manipulação dos arquivos mais fácil, já que os computadores utilizados não possuíam o hardware adequado para esse tipo de trabalho de edição 3D, as partes desnecessárias para o desenvolvimento do implante foram excluídas utilizando um modificador Boolean (que exclui a interseção de dois corpos). Para isso foi usado um cubo que cobria a parte que seria excluída (ver Figura 28 e 29).

Observação: Como o modificador Boolean é um processo complexo de cálculo, algumas vezes ele pode apresentar erros e não realizar a ação. Algumas das maneiras de resolver essa situação é inverter as normais dos modelos, girar os modelos e modificar o objeto utilizado para o corte.

No modo de edição do Blender com a “Edição proporcional” habilitada (O) o comando agarrar (G) foi utilizado para posicionar as áreas do implante dentro do crânio de modo que siga a topografia da área e outro Boolean foi aplicado para que o implante tivesse o exato formato da fratura (ver Figura 30 e 31).

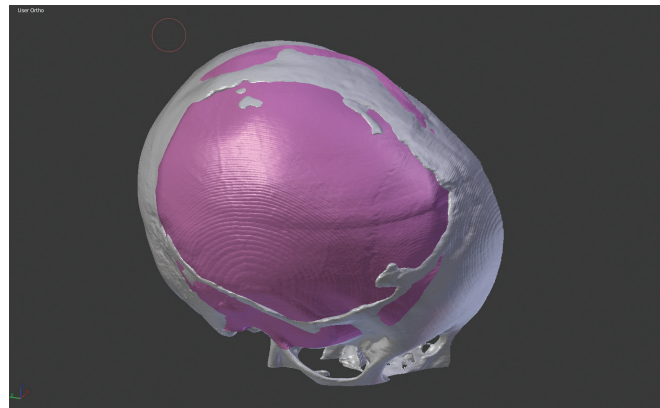


Figura 30- Posicionando implante

Como foi o primeiro implante realizado foi decidido pela redução do mesmo de modo que uma distância de 1mm entre ele e o crânio fosse criada, evitando a necessidade de qualquer intervenção no mesmo no momento da cirurgia caso o encaixe ficasse muito justo.

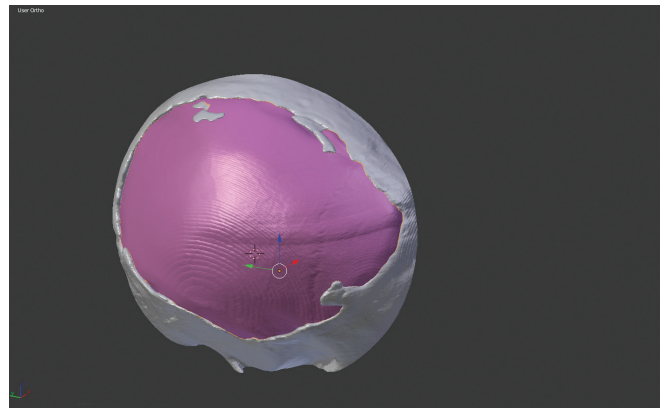


Figura 31- Segundo Boolean

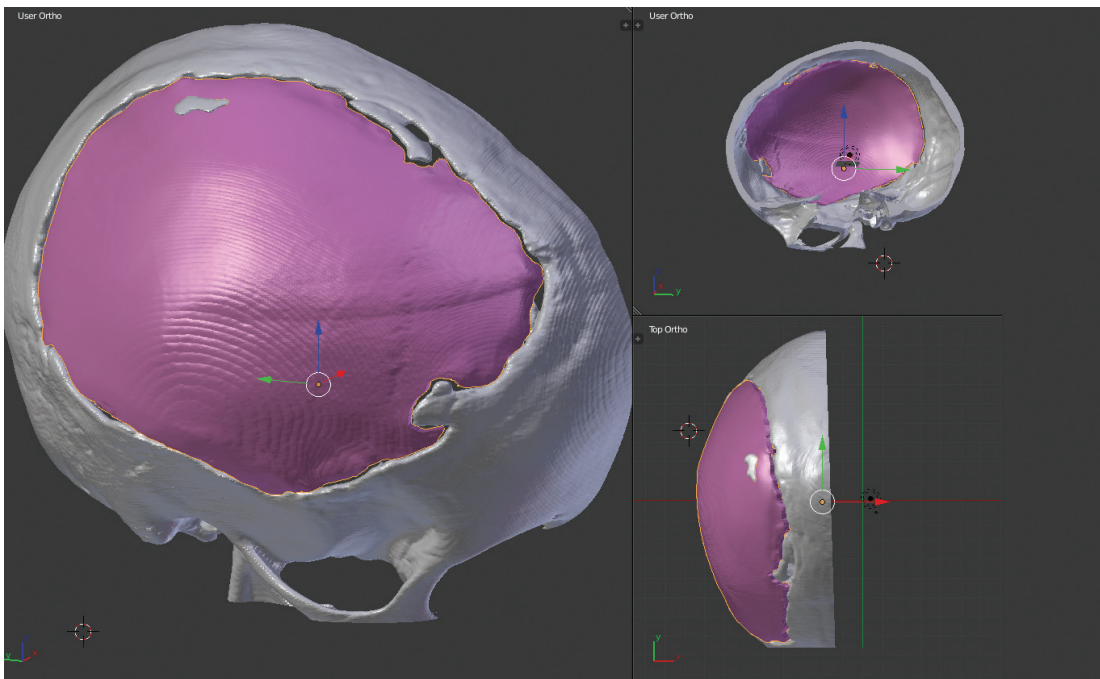


Figura 32- Implante finalizado

As extremidade foram então examinadas na procura de qualquer ponto pontiagudo que pudesse causar algum dano, e os mesmos foram suavizados (ver Figura 32).

Os protótipos foram impressos na Zprinter 650 (ver Figura 33 e 34) e após uma análise do médico foi decidido que o implante estava com uma espessura muito pequena, e o implante final foi usinado com uma espessura de 3mm em acrílico na Roland (ver Figura 35).



Figura 33- Crânio e implante impressos pela Zprinter 650

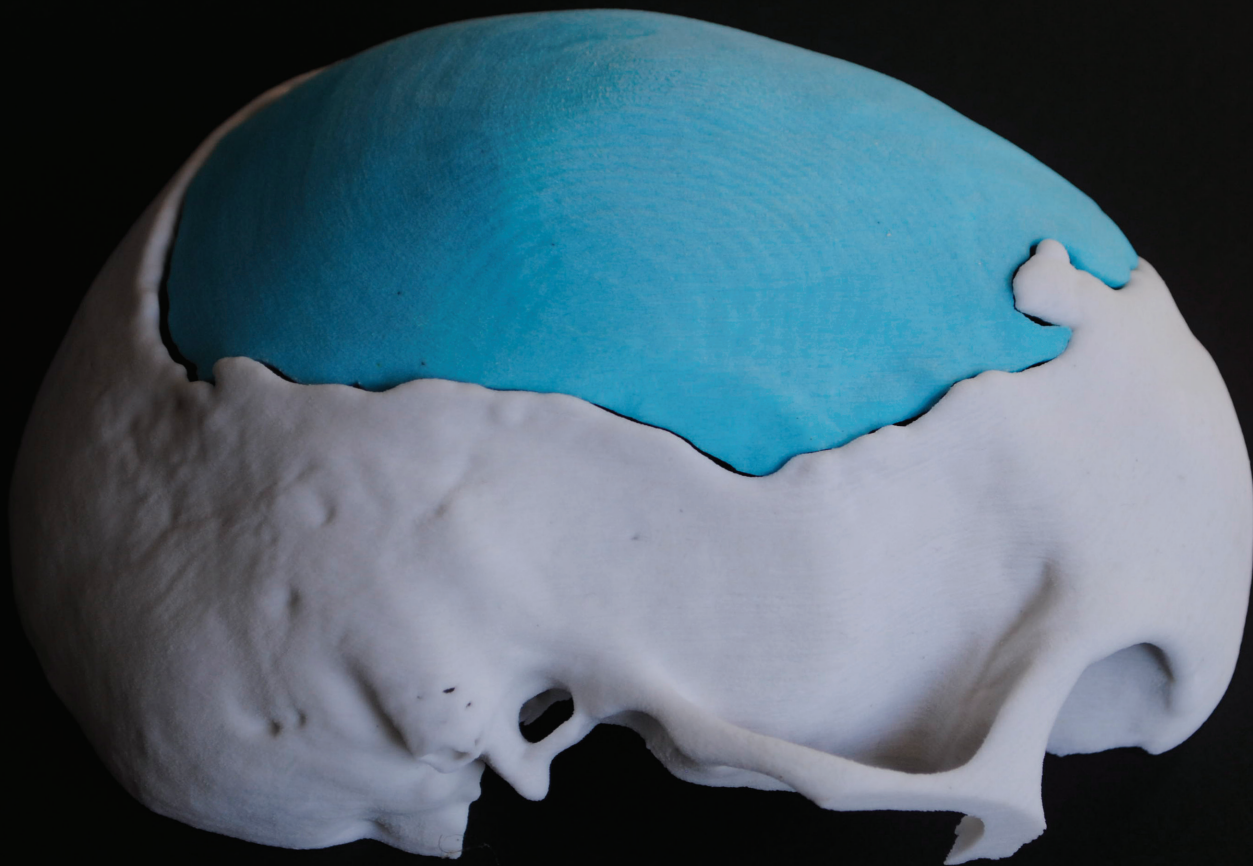


Figura 34- Crânio e implante



Figura 35- Implante final usinado em acrílico

O implante foi fixado no paciente em setembro de 2015, e hoje o paciente já está recuperado, vivendo normalmente.

Implante adulto

O segundo implante que está em desenvolvimento é para um homem adulto com uma fratura extensa que chega até a parte superior do olho direito causada por um acidente (ver Figura 36).

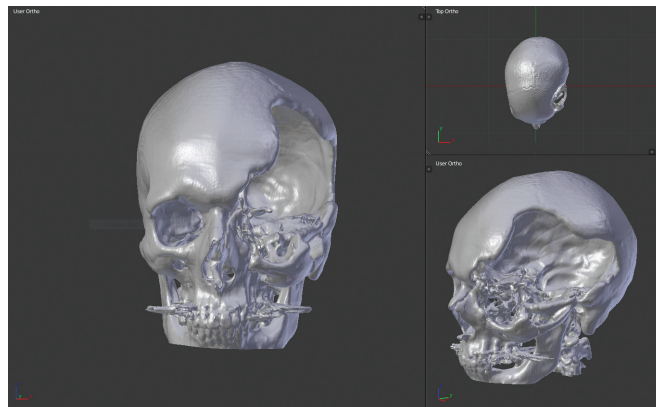


Figura 36- Crânio

O processo do desenvolvimento do implante foi o mesmo empregado no primeiro caso, utilizando uma cópia espelhada da parte sadia do crânio e aplicando o modificador Boolean até atingir o formato da fratura (ver Figura 37). Porém como nesse caso a fratura atingia a parte superior do olho direito e existiam algumas dúvidas em relação a necessidade ou não da lateral do olho no implante e o fundo do olho, decidimos realizar dois modelos para apresentar ao médico (ver Figura 38 e 39).

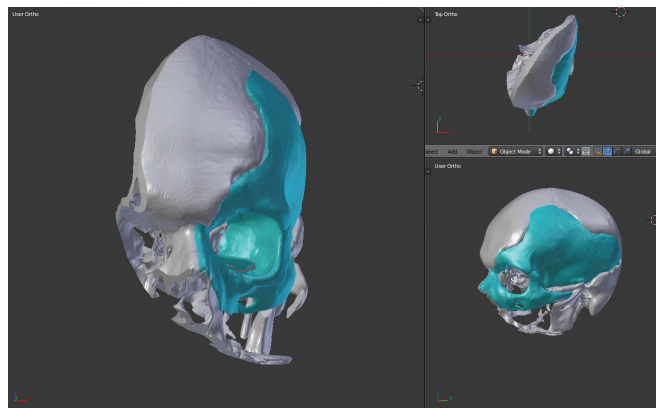


Figura 37- Formato da fratura

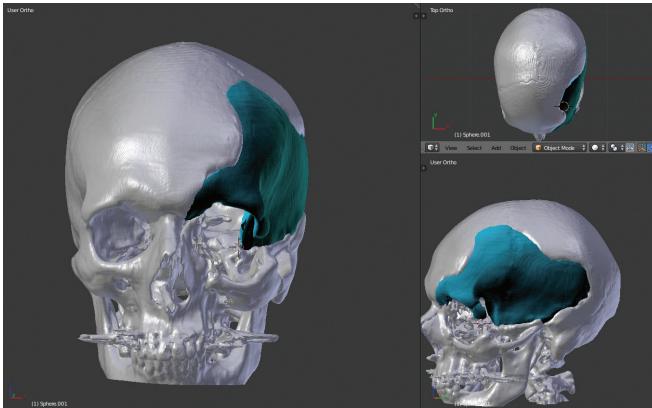


Figura 38- Implante sem a lateral do olho

Como alguns ângulos desse implante são de difícil acesso, discutimos a possibilidade de usinar o implante final em duas partes de modo que a máquina fosse capaz de atingir os ângulos negativos.

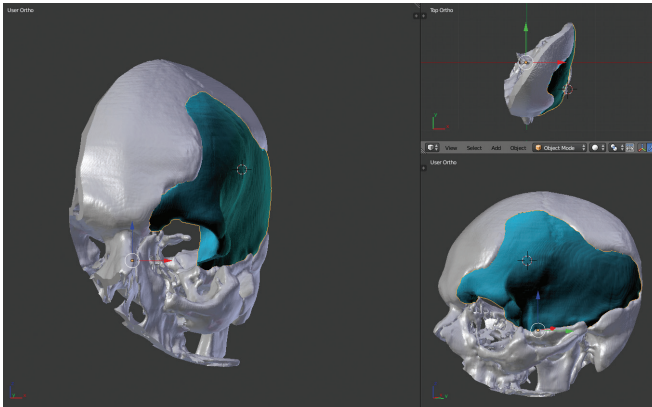


Figura 39- Implante com a lateral do olho fechada

Para a visita do médico o crânio do paciente já havia sido impresso e após a conversa sobre as dúvidas em relação a lateral do olho, observando o crânio impresso o Dr. Aristides identificou uma abertura na parte superior do nariz (seio frontal aberto) que poderia comprometer a cirurgia e que não tinha sido possível identificar anteriormente nas tomografias (ver Figura 40).

Por essa razão o desenvolvimento do implante parou para aguardar as novas tomografias que seriam entregues após a cirurgia de correção dessa abertura já que essa nova cirurgia poderia modificar o formato da lesão.

Durante a cirurgia foi encontrado muita fibrose e foi decidido que o melhor a se fazer era deixar do modo que estava e posicionar o expansor de pele para que o paciente tenha pele o suficiente para cobrir o implante quando o mesmo for implantado. E futuramente posicionar o implante sobre o seio frontal aberto.

Nesse caso observamos as vantagens da impressão 3D para análise médica, já que mesmo com as possibilidades de visualizações que os computadores e softwares 3D permitem hoje em dia, ainda é difícil observar claramente os detalhes em uma tela, ainda mais para profissionais que não são habituados com a utilização diária de softwares 3D. Modelos médicos impressos são mais eficazes porque permitem que a equipe médica visualize a área de interesse do mesmo modo que veria na cirurgia, podendo manipular com antecedência,

realizar marcações e mudar a escala para áreas muito delicadas.

O caso demonstrado a seguir segue a mesma proposta de utilizar as tecnologias de prototipagem rápida para análise médica.

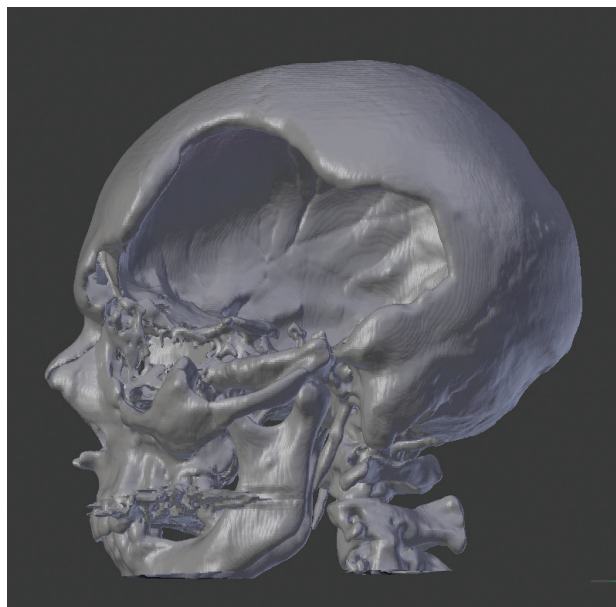


Figura 40- Seio frontal aberto

Utilização de modelos 3D para análise (Mandíbula)

Após o sucesso do primeiro implante desenvolvido, o CADEP foi procurado para imprimir dois modelos da mandíbula de um paciente que sofria com um tipo de tumor que tinha destruído uma de suas laterais (ver Figura 41). Esses modelos seriam utilizados para análise antes da cirurgia, para saber o volume do tumor e também para servir de molde para o implante que seria fabricado utilizando a fíbula do paciente.

As tomografias estavam muito comprometidas devido as obturações de amálgama que o paciente possuía, por isso alguns dentes tiveram de ser removidos do modelo, além da retirada de todas as partes desnecessárias para facilitar a manipulação no Blender.

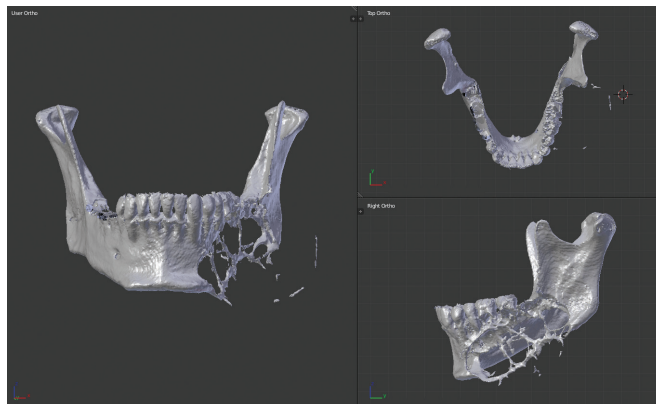


Figura 41- Mandíbula

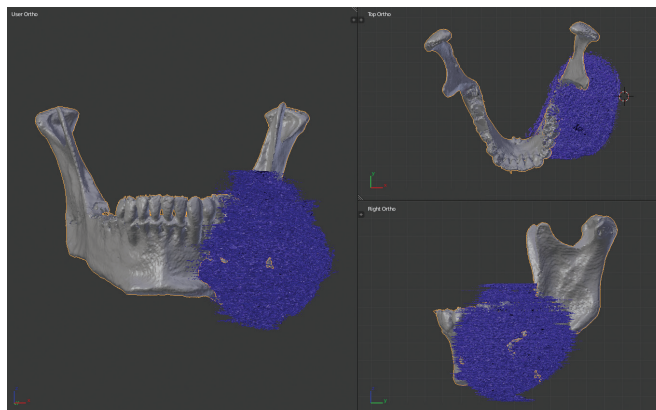


Figura 42- Tomografia do tumor

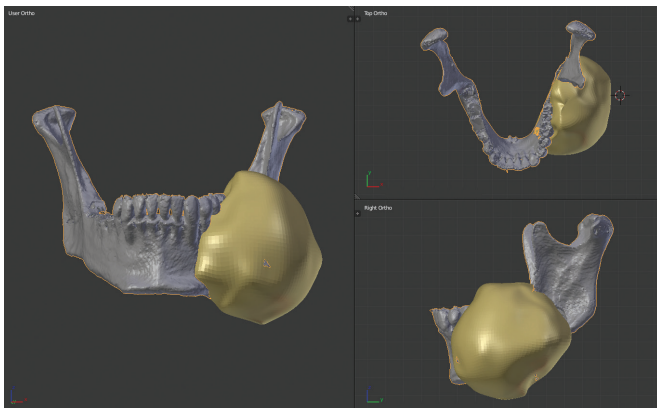


Figura 43- Bola com formato do tumor

Para o desenvolvimento do modelo volumétrico do tumor, ainda no Invesalio foi sendo selecionado camada por camada o tecido do tumor, e gerado um .stl (ver Figura 42), permitindo sua abertura em conjunto com o maxilar no Blender de modo que uma bola pudesse ser moldada cobrindo toda sua área (ver Figura 43).

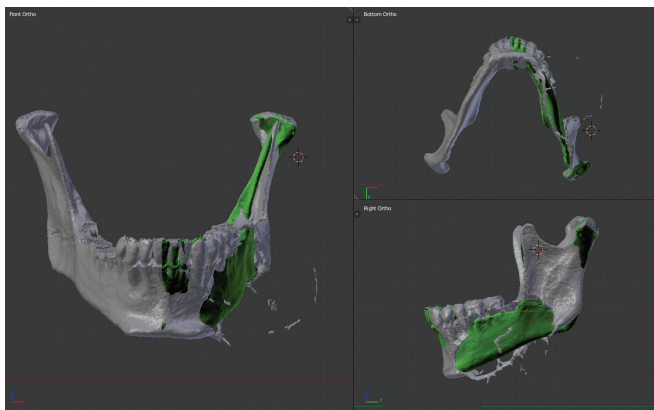


Figura 44- Espelhamento da mandíbula

A última etapa foi o desenvolvimento de um modelo que poderia ser utilizado para a criação de um molde para a cirurgia de reconstrução do maxilar. A mandíbula foi espelhada e encaixada na área danificada (ver Figura 44), e o material em excesso foi removido assim como nos outros implantes. A diferença é que os dois modelos foram unidos em um único arquivo e a área reconstruída foi colorida de uma cor diferente para dar destaque e facilitar o trabalho médico (ver Figura 45).

Tanto o modelo volumétrico como o modelo para a reconstrução tiveram de ser salvos em formato VRML para que as cores fossem lidas pelo software da Zprinter, já que o arquivo STL não possui informações de cores.

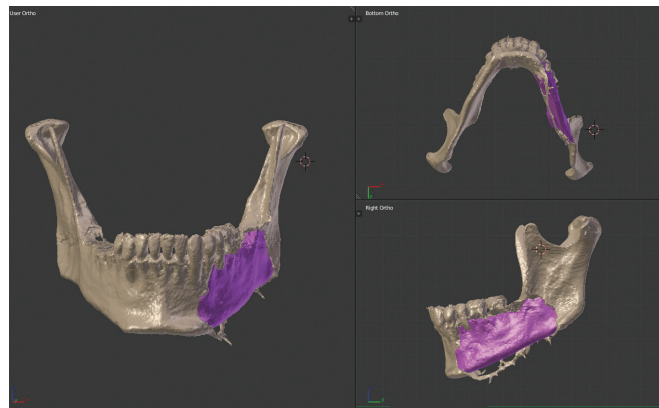


Figura 45- Mandíbula reconstruída

Os dois modelos foram utilizados para o planejamento da cirurgia. O volumétrico do tumor para permitir que a equipe soubesse com antecedência a área total que seria removida durante a cirurgia (ver Figura 47) e o outro para visualizar a área que tinha sido danificada e realizar o molde para a preparação do implante feito com a fíbula do paciente (ver Figura 46). Esse procedimento ocorre concomitantemente com a retirada do tumor, por isso a importância do molde já estar preparado, pois reduz muito o tempo em cirurgia já que a preparação da fíbula ocorre muito mais rápido com todas as medidas já definidas.



Figura 46- Modelo para reconstrução

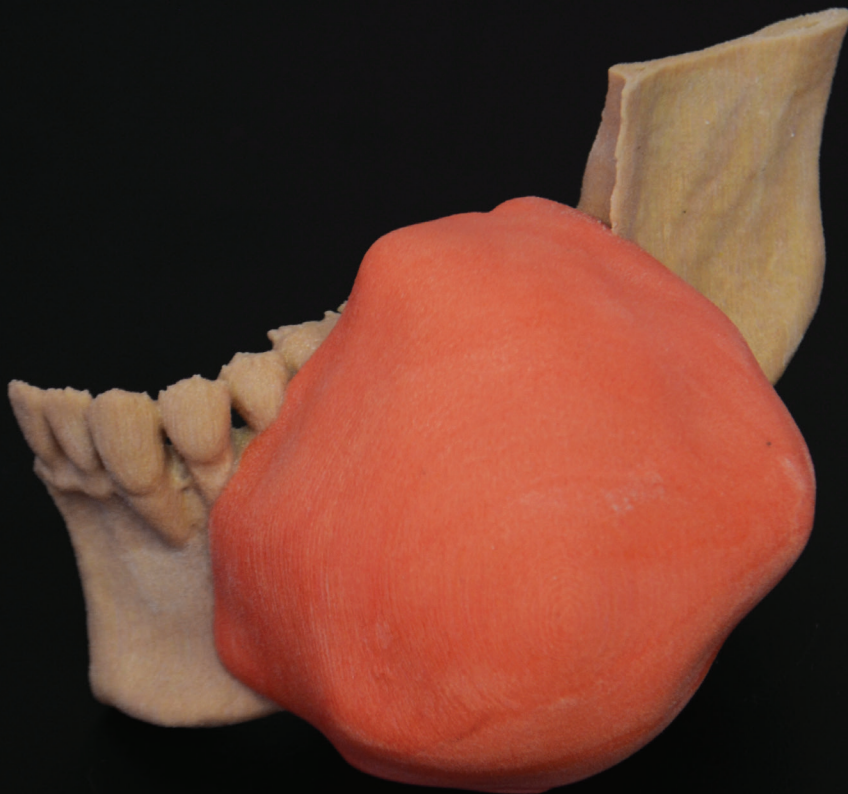


Figura 47- Modelo volumétrico do tumor

Preparação do arquivo

A preparação do arquivo é a etapa precedente a usinagem ou impressão do objeto, quando o usuário analisa a malha .stl em busca de buracos, sobreposições e normais alteradas. Existem diversos softwares especializados nesse processo que realizam a correção automaticamente ou disponibilizam ferramentas para facilitar a reparação da malha.

É uma etapa importante pois evita erros na impressão que de outro modo poderiam comprometer a estrutura da peça tornando-a frágil ou com o formato alterado pois na etapa subsequente, no software da impressora esses defeitos poderiam ser lidos erroneamente modificando a geometria da peça.

Alguns exemplos de erros que são comuns encontrar em malhas antes de sua impressão são: normais invertidas, buracos, bordas defeituosas, sobreposições de triângulos, intersecções de triângulos, mais de uma casca, contornos defeituosos etc. Nessa fase foi utilizado o software proprietário Magics da empresa Materialise (pois o CADEP possui a licença do mesmo) (ver Figura

48). Atualmente ainda não existem softwares livres que possuam todas as ferramentas que o Magics possui, porém há alternativas que apresentam algumas opções de reparações de malhas, como MeshFix, MeshLab, NetFabb, etc e que podem ser utilizados em conjunto para a preparação da malha.

Algumas atitudes podem ser tomadas ainda dentro do Blender para evitar erros durante a impressão, como se certificar que não existam buracos aparentes, superfícies sem profundidade, faces sobrepostas e que as normais estejam orientadas corretamente.

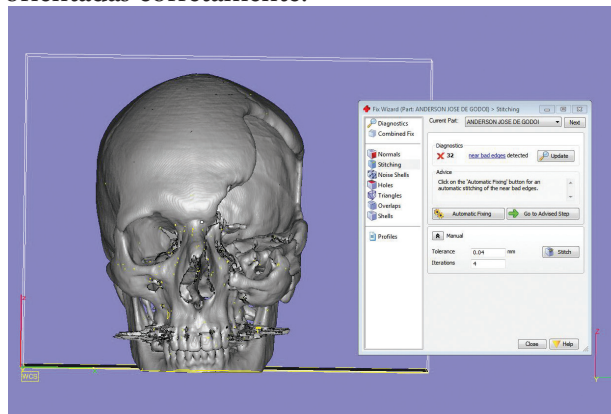


Figura 48- Tela do programa Magics

Discussão

A primeira vista a modelagem de implantes aparenta ser de difícil desenvolvimento, porém como foi demonstrado neste trabalho isso é um equívoco. O desenvolvimento do implante com o Blender pode ser executado por profissionais com conhecimento médio de modelagem utilizando softwares livres. Na maioria dos casos a fratura acontece em apenas um dos hemisférios sagitais do crânio do paciente, sendo possível utilizar o espelhamento da área não afetada do crânio facilitando o desenvolvimento. No caso de fraturas que afetam ambos os hemisférios sagitais, são utilizadas outras técnicas para desenvolver o implante, como por exemplo linhas guias que acompanham a curvatura do crânio na área fraturada para dar origem ao modelo do implante. Além das outras inúmeras formas de desenvolvimento que podem ser realizadas em outros softwares, não existindo regras sobre o método de trabalho. A única variável que deve ser constante é a supervisão de um especialista, pois o profissional de Design não possui os conhecimentos específicos necessários para desenvolver um implante sozinho.

A grande dificuldade é com o maquinário, que por se tratar de aparelhos importados, são caros e de difícil acesso. Ainda mais a união de máquinas de usinagem e impressoras 3D que raramente se encontram no mesmo ambiente e do alto custo dos insumos e do ferramental.

As tecnologias de prototipagem rápida permitem a personificação dos implantes de modo que cada um deles atinja a geometria perfeita para a solução do problema do paciente, porém cada tipo de tecnologia apresenta suas vantagens e desvantagens para esse tipo de trabalho. A Zprinter 650 permite a impressão perfeita dos modelos dos crânios e implantes, porém não trabalha com materiais biocompatíveis (até o momento) sendo utilizada apenas para a verificação do modelo e planejamento da cirurgia. Já a Roland pode trabalhar com diversos materiais biocompatíveis, porém tem limitações na usinagem de algumas geometrias.

A preparação para a máquina também requer um maior conhecimento específico de difícil acesso pois os softwares em geral são individuais de cada empresa e suas funções diferem entre eles.

O usuário deve ainda ter o conhecimento para posicionar a peça no “build” de maneira que as áreas mais delicadas tenham uma maior resistência e no caso de tecnologias onde seja necessário a sustentação da peça, ajustar os suportes de modo a interferir o mínimo possível com o modelo. No caso de tecnologias CNC a complexidade é ainda maior pois é preciso observar os ângulos de corte para posicionar a peça de um modo que a máquina possa executar o formato de maneira correta, além do posicionamento das pontes e da escolha das fresas corretas para cada tipo de trabalho.

Mas isso não deve inviabilizar o implante, pois o importante é que o mesmo cumpra o seu papel estético e de proteção, não importando o material ou seu método de fabricação. Não é porque a tecnologia é a mais avançada ou onerosa que ela é a melhor opção para o caso. A nossa escolha de materiais se deu pela nossa disponibilidade de tecnologias no CADEP, pois o acrílico já era um material utilizado em cranioplastia e já tinha sido utilizado em outros projetos anteriores, além de que a topografia do implante era compatível com as possibilidades de nossa CNC.

Um exemplo de método mais acessível seria a impressão do implante em uma impressora de filamento (FDM) que é facilmente encontrada hoje em dia, e utilizar essa impressão como um modelo para a criação de um molde, onde se poderia utilizar diversos materiais para criar o implante final, incluindo o próprio acrílico. Entre outros diversos métodos que podem ser pensados com os recursos disponíveis para cada caso. O importante é que o resultado final satisfaça os requisitos do implante de proteção e estética.

Conclusão

A principal conclusão obtida neste projeto é que é possível desenvolver um implante utilizando softwares livres para baratear o custo nessa etapa de desenvolvimento com um nível de conhecimento médio em modelagem 3D, contanto que um médico possa acompanhar esse desenvolvimento.

O processo de desenvolvimento do implante não difere de outros casos de desenvolvimento de produto, pois apresenta o mesmo planejamento de escolha de materiais e métodos de fabricação além metodologias para a criação do implante. Porém por se tratar de uma peça personalizada esse processo difere para cada um dos casos dos pacientes.

Como na grande maioria dos casos a fratura está presente em apenas um dos hemisférios sagitais do crânio, a etapa de desenvolvimento consiste em utilizar o espelhamento como principal ferramenta para a criação do implante, tornando o processo de fácil execução em diferentes tipos de softwares. Sendo assim, a etapa que apresenta a maior dificuldade é a da produção do implante final, já que as máquinas utilizadas para esse fim são ainda

de difícil acesso para o público, devido tanto ao seu alto custo como pelo conhecimento necessário para a correta utilização da mesma.

Além dos benefícios diretos da utilização da prototipagem rápida para a geração dos implantes personalizados, existem também os benefícios para a área de análises médicas ajudando na visualização de pontos de interesse para a equipe médica de forma mais intuitiva com a utilização de modelos das áreas afetadas em escala real ou aumentada e no planejamento de cirurgias complicadas por meio de modelos da região lesionada.

Com isso esperamos que esse trabalho venha a contribuir com a difusão da informação sobre os implantes personalizados e sua produção utilizando tecnologias de prototipagem rápida e subsequentemente no aumento do desenvolvimento dos mesmos por parte dos profissionais de design.

Referências

AYDIN, Seckin et al **Cranioplasty: Review of materials and techniques**. J Neurosci Rural Pract. 2011 Jul-Dec; 2(2): 162–167.

BEAMAN, J.J. et al. **Solid Freeform Fabrication: A New Direction in Manufacturing**: with Research and Applications in Thermal Laser Processing. Springer US, 1997.

COLLADO-VÁZQUEZ S, CARRILLO JM. **La trepanación craneal en Sinuhé, el Egipcio**. Neurología. 2014;29:433–440

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

FUSETTI, S. Et al **Cranial Vault & Skull Base** - Special considerations: Cranioplasty (bone versus alloplast), AO Foundation. Disponível em: <<https://www.aofoundation.org/>> Acesso: 03/05/16.

GRIMM, Todd. **User's Guide to Rapid Prototyping**. Society of Manufacturing Engineers, 2004.

HARA , Tatiana Et Al. **Cranioplastia: parietal versus prótese customizada**. Rev. Bras. Cir. Plást. (Impr.) vol.26 no.1 São Paulo Jan./Mar. 2011

PHAM, Duc; DIMO, S.S. **Rapid Manufacturing: The Technologies and Applications of Rapid Prototyping and Rapid Tooling**. Springer-Verlag London, 2001.

RASE, W.D. **Physical models of GIS objects by rapidly prototyping**. Proc. Geomatics, 2002, Ottawa, Canada.

RENGACHARY, Setti S. & BENZEL, Edward C. **Calvarial and Dural Reconstruction**, 1998. Cap 1, SANAN, Abhay & RENGACHARY, Setti S. **The History of Calvarial Reconstruction**

SANAN, A. - HAINES S.J. **-A history of cranioplasty**. Neurosurgery, 1997.

SAURA, Carlos Eduardo. **Metodologia para Desenvolvimento de Implantes Cranianos Personalizados**, Campinas, 2015.

SCHIPPER, J. Et Al. **Individual prefabricated titanium implants and titanium mesh in skull base reconstructive surgery**. A report of cases, European archives of oto-rhino-laryngology, v. 261, p. 282–290, 2004.

SHAH, Aatman M. Et Al. **Materials used in cranioplasty: a history and analysis**. Neurosurg Focus 36 (4):E19, 2014.

TANDON, Prakash Narain & RAMAMURTHI, Ravi; **Textbook of Neurosurgery**. JP Medical Ltd, 2012. Cap 41, SHARMA, Ramesh Kumar & SN, Mathuriya; **Cranioplasty**.

UM, Dugan. **Solid Modeling and Applications: Rapid Prototyping, CAD and CAE Theory**. Springer International Publishing, 2016.

VENUVINOD, Patri K.; MA, Weiyin. **Rapid Prototyping: Laser-based and Other Technologies**. Springer US, 2004.

VOLPATO, Neri. **Prototipagem rápida**. Edgard Blucher, 2007

VON WALTER, P. J. - **Chir und Augen-Heilkunde**. 1821;2:571.

WHITFIELD, Peter C.; THOMAS, Elfyn O. **Head Injury: A Multidisciplinary Approach**, Cambridge University Press, 2009, PÜLHORN, Heinke; REDFERN, Robert. Cap 19 **Cranioplasty after head injury**

Similares

Tartaruga- http://www.denverpost.com/news/ci_27785837/3d-printing-tech-gives-tortoise-new-life-is-shaping-manufacturing (Acesso: 01/03/16)

Minerva- <http://3dprint.com/49751/minerva-3d-printed-ear-plugs/> (Acesso: 01/03/16)

Protetor de cabeça- <http://www.3ders.org/articles/20160204-3d-zings-creates-custom-3d-printed-skull-protecting-prosthetic-for-cancer-patient.html> (Acesso: 01/03/16)

Jabuti Fred- <http://g1.globo.com/fantastico/noticia/2015/07/jabuti-recebe-protese-de-casco-feita-em-impressora-3d-apos-incendio.html> (Acesso: 01/03/16)

Softwares

Invesalius- <http://www.cti.gov.br/component/content/article?id=746> (Acesso: 17/03/16)

<http://www.cti.gov.br/invesalius/?pageid=14&lang=pt> (Acesso: 17/03/16)

Blender- <https://www.blender.org/features/> (Acesso: 17/03/16)

<https://wiki.blender.org/index.php/Doc:PT/2.4/Manual/Introduction> (Acesso: 17/03/16)

Magics- <http://www.develop3d.com/reviews/review-materialise-magics-18> (Acesso: 04/04/16)

MeshFix, MeshLab, NetFabb- <http://meshrepair.org/> (Acesso: 04/04/16)

http://www.shapeways.com/tutorials/how_to_use_meshlab_and_netfabb (Acesso: 04/04/16)

Figuras

Figura 1- Layered mold for relief map proposed in 1892 (Blather, 1892) Fonte: BEAMAN, 1997.

Figura 2 - Layered mold of stacked plates proposed in 1974 (DiMatteo, 1976) Fonte: BEAMAN, 1997.

Figura 3- François Willème's photosculpturing studio in paris about 1970 (courtesy of George Eastman house) Fonte: BEAMAN, 1997.

Figura 4- Photographic process for the reproduction of plastic objects (Baese, 1904) Fonte: BEAMAN, 1997.

Figura 5- Process by Munz (munz, 1956) to reproduce a tree-dimensional image of an object. Fonte: BEAMAN, 1997.

Figura 7- Fonte: RENGACHARY, 1998

Figura 8- Fonte: RENGACHARY, 1998

Figura 13- Fonte: http://www.denverpost.com/news/ci_27785837/3d-printing-tech-gives-tortoise-new-life-is-shaping-manufacturing (Acesso: 01/03/16)

Figura 14- Fonte: <http://3dprint.com/49751/minerva-3d-printed-ear-plugs/> (Acesso: 01/03/16)

Figura 15- Fonte: <http://3dprint.com/49751/minerva-3d-printed-ear-plugs/> (Acesso: 01/03/16)

Figura 16- Fonte: <http://g1.globo.com/fantastico/noticia/2015/07/jabuti-recebe-protese-de-casco-feita-em-impressora-3d-apos-incendio.html> (Acesso: 01/03/16)

Figura 17- Fonte: <http://g1.globo.com/fantastico/noticia/2015/07/jabuti-recebe-protese-de-casco-feita-em-impressora-3d-apos-incendio.html> (Acesso: 01/03/16)

Figura 18- Fonte: [http://www.3ders.org/articles/20160204-3d-zings-creates-custom-3d-printed-skull-protecting-prosthetic-for-cancer-](http://www.3ders.org/articles/20160204-3d-zings-creates-custom-3d-printed-skull-protecting-prosthetic-for-cancer-patient.html)

[patient.html](http://www.3ders.org/articles/20160204-3d-zings-creates-custom-3d-printed-skull-protecting-prosthetic-for-cancer-patient.html) (Acesso: 01/03/16)

Figura 19- Fonte: <http://www.3ders.org/articles/20160204-3d-zings-creates-custom-3d-printed-skull-protecting-prosthetic-for-cancer-patient.html> (Acesso: 01/03/16)

Figura 20- Fonte: <http://www.3ders.org/articles/20160204-3d-zings-creates-custom-3d-printed-skull-protecting-prosthetic-for-cancer-patient.html> (Acesso: 01/03/16)

Figura 21- Fonte: <https://www.flickr.com/cadepunesp/> (Acesso: 03/05/16)

Figura 22- Fonte: <https://www.flickr.com/cadepunesp/> (Acesso: 03/05/16)

Figura 23- Fonte: <http://www.cti.gov.br/invesalius/> (Acesso: 03/05/16)

Figura 25- Fonte: <https://www.blender.org/> (Acesso: 03/05/16)

Glossário

Amalgama de prata = Uma liga que contém prata, mercúrio e estanho, podendo haver também o zinco e o cobre. Ela é utilizada pelos dentistas visando restaurar uma cavidade.

Build = Área de construção das tecnologias de prototipagem rápida.

CAD = Sigla em inglês de *Computer-Aided Design*, desenho assistido por computador.

Cianoacrilato = Tipo de adesivo transparente, solúvel em acetona. Popularmente conhecido como Super Cola ou Super Bonder.

CNC = Sigla em inglês de *Computer Numeric Control*, controle numérico computadorizado.

Craniectomia = Quando um retalho ósseo é retirado do crânio e não é colocado de volta no momento da cirurgia.

Cranioplastia = A correção cirúrgica de uma

deformação do crânio que pode ter origem congênita ou adquirida. A técnica consiste na colocação de um implante na área danificada.

Craniotomia = Uma operação cirúrgica em que um retalho ósseo é temporariamente removido do crânio para acessar o cérebro.

DICOM = Sigla em inglês de *Digital Imaging and Communications in Medicine*, comunicação de imagens digitais em medicina. É o tipo de arquivo utilizado por equipamentos de tomografia computadorizada.

Eletroencefalografia = Registo e estudo das oscilações da atividade elétrica do cérebro.

Enxerto = Operação que consiste na transferência de um tecido, órgão ou parte dele para outra parte do corpo do mesmo indivíduo ou para outro indivíduo.

FDM = Sigla em inglês de *Fused deposition modeling*, Modelagem por fusão e deposição. Tecnologia de

prototipagem rápida.

Hidrocefalia = a acumulação de líquido cefalorraquidiano (LCR) no interior da cavidade craniana, que por sua vez, faz aumentar a pressão intracraniana sobre o cérebro, havendo o aumento e inchaço do crânio.

Osteogênica = Formação do tecido ósseo.

Osteointegração = é a união estrutural do ponto de contato entre o osso humano e a superfície de um implante (de titânio na maioria dos casos).

RP = Sigla em inglês de *Rapid prototyping*, prototipagem rápida.

SLA = Sigla em inglês de *Stereolithography apparatus*, Aparato de Estereolitografia. Tecnologia de prototipagem rápida.

STL = Sigla em inglês de *StereoLithography* ou *Standard Triangle Language*, Estereolitografia ou Linguagem padrão de triângulos. Formato de

arquivo nativo das SLAs e atual formato padrão para impressão 3D.

Tomografia = é um exame médico radiológico que permite visualizar as estruturas anatômicas na forma de cortes.

Trepanação = dentro da medicina moderna, a trepanação consiste na abertura de um ou mais buracos no crânio, através de uma broca neurocirúrgica.

VRML = Sigla em inglês de *Virtual Reality Modeling Language*, Linguagem para Modelagem de Realidade Virtual. É um padrão de formato de arquivo para realidade virtual onde é possível definir cor, transparência, brilho, textura para o modelo 3D.

3DP = Sigla em inglês de *3D printing* (Impressão 3D) também conhecida como *Powder bed and inkjet 3D printing* (Cama de pó e impressão 3D jato de tinta). Tecnologia de prototipagem rápida.

