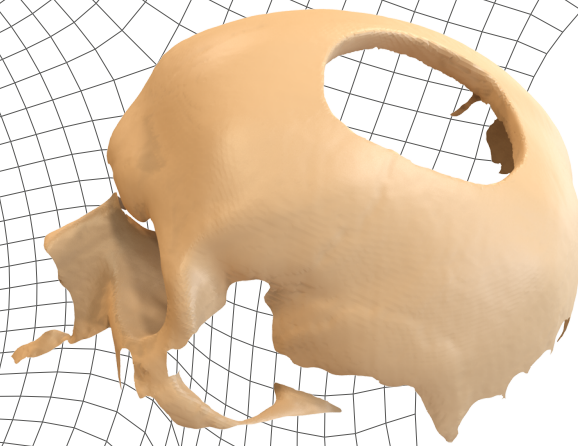




**esad  
arte+  
design**

## **Design Intraoperativo de Implantes Biomédicos Individualizados**

Rafael Jorge de França Teixeira Coelho







## **Design Intraoperativo de Implantes Biomédicos Individualizados**

Rafael Jorge de França Teixeira Coelho

Setembro, 2012



Dissertação de projeto apresentada à ESAD – Escola Superior de Artes e Design para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre, especialização de Produto e Interfaces, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor José António de Oliveira Simões, Diretor da Escola Superior de Artes e Design, e coorientação do Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.



Dedico este trabalho à minha família, amigos e a todos que sempre me apoiaram.





## **Agradecimentos**

Pelo contributo, apoio e inspiração evidencio o meu agradecimento às seguintes pessoas e entidades:

Aos meus orientadores, Professor Doutor José António de Oliveira Simões e Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas.

Ao Eng.º Alexandre Bastos e Eng.º Marco Gomes da Protosys - Prestação de Serviços de Engenharia.

Ao Dr. Álvaro Moreira e Dr.ª Nazaré Moreira da Clídam - Clínica de Medicina Dentária Dr. Álvaro Moreira, Lda.

A todas as pessoas da ESAD.

A todos os meus alunos pela particular e peculiar motivação.



## Resumo

Este trabalho teve como objetivo principal o desenvolvimento de um processo que permita intraoperativamente conceber e fabricar implantes ósseos individualizados, em alternativa aos métodos convencionais que necessitam de informação prévia (como por exemplo TAC - Tomografia Axial Computorizada). No processo convencional, identifica-se a área do tecido ósseo afetado, através de raio-X ou outro método e, a partir desta informação é fabricado o implante ósseo de substituição. Neste procedimento, por vezes a área identificada não corresponde à área real de intervenção.

No método que foi desenvolvido, a área afetada é exposta e a porção de osso “doente” é removida. Procede-se então ao levantamento rigoroso *in situ* da geometria onde será aplicado o implante, digitalizando-se a área de intervenção cirúrgica através de um digitalizador tridimensional. Para o desenvolvimento da técnica considerou-se com caso de estudo experimental uma simples cranioplastia.

A informação obtida do levantamento de forma é tratada digitalmente de modo a obter uma réplica virtual da zona de intervenção. É reconstruída em ambiente virtual a porção óssea em falta, originado um modelo virtual único e individualizado e geometricamente ajustado ao paciente. O implante é materializado de forma precisa por meio de um sistema de ferramentas rápidas de fabrico, incluindo a prototipagem rápida do implante mestre, deixando-o com todos os detalhes e acabamento desejados. Tendo por base essa forma, é criado um molde de alginato de cura rápida que permite fundir um implante em PMMA. Este tipo de polímero apresenta as características de biocompatibilidade e biofuncionalidade necessárias a uma aplicação biomédica deste tipo. Após rápidas operações necessárias de limpeza do implante, este é aplicado com recurso a cimento PMMA (que pode incorporar gentamicina para evitar infecções) adequado para a fixação. Dependendo do tamanho e natureza do implante, poderá ser estudada a possibilidade de utilização de biopolímeros que permitam a sua bioabsorção controlada, possibilitando uma reconstrução óssea fisiológica.

Todo o processo desenvolvido foi testado e a adequação das características geométricas e dimensionais dos implantes foram aferidas através de um estudo experimental *in vitro*. Os tempos de produção do implante, que também contribuem de forma decisiva para a validação deste processo de design, foram também analisados.

## Palavras-Chave:

Design, Implantes Biomédicos, Engenharia Inversa, Ferramentas Rápidas de Fabrico, Moldes de Alginato



## **Abstract**

This work aims the development of a technique to manufacture intra-operatively custom-made individual implants as an alternative to the conventional technique that requires prior data information (for example CAT - Computerized Axial Tomography). Within the conventional process the affected bone area is identified by X-ray or other method (CAT or RMI), and the implant (normally a titanium plate) is manufactured to replace the missing bone. In this procedure, the identified area may not match the real intervention surgical area, which can provoke unexpected issues that in some cases may be difficult to solve quickly and adequately.

In the technique developed, the affected bone area is removed and the mapping of its geometry is performed where the implant will be applied. The surface area is digitized using a special three-dimensional scanner. For the development of the technique we considered a simply cranio-plasty study case. The obtained data is handled digitally, obtaining a virtual replica of the geometry region to be replaced by the implant. The missing bone is modeled in a virtual environment, originating a unique and personalized virtual implant model which is geometrically adjusted to the patient's bone structure. The implant is then materialized through a rapid tooling system and a 3D print of the master implant, conferring the implant all the desired details and finishing texture. The definitive bio-polymeric implant is obtained melting PMMA into a alginate rubber mold. This polymer has the bio-compatibility and bio-functionality characteristics necessary for an application of this type. After rapid cleaning operations the implant is placed in the missing region of the skull using PMMA cement for fixation. Depending on the size and nature of the implant it is possible to use polymers that allow controlled bio-absorption, stimulating a physiological bone reconstruction.

This whole process was tested and calibrated by studying the geometry and dimensional characteristics of the implant developed for the case study. The production times to obtain the implant were also assessed because they contribute decisively for the validation of the whole design process.

## **Keywords:**

Design, Biomedical Implants, Reverse Engineering, Rapid Tooling, Alginate Mold



## Índice Geral

1 Introdução	1
2 Processo convencional de fabrico de implantes - Cranioplastia	5
3 Aquisição de geometria (forma)	11
3.1 Fases da técnica	12
3.2 Processos de aquisição de geometria	13
3.3 Equipamentos de aquisição de forma	13
4. Processos de prototipagem rápida	15
4.1 Estereolitografia (SLA)	16
4.2 Sinterização seletiva por laser (SLS)	17
4.3 <i>Fused deposition modeling</i> (FDM)	17
4.4 Impressão tridimensional (3DP)	18
4.5 Fusão seletiva por laser (SLM)	19
4.6 Fusão por feixe de eletrões (EBM)	19
4.7 Processo <i>Polyjet</i>	20
4.8 Maquinagem por controlo numérico (CNC)	20
4.9 Conversão de modelo em protótipo rápido funcional	21
4.10 Fabrico de ferramentas rápidas de produção	22
5. Desenvolvimento do processo - estudo experimental	25
5.1 Aquisição de geometria (forma)	25
5.2 Processo de Modelação - Modelo digital	28
5.3 Fabrico do implante	29
5.4 Colocação do implante	33
6. Resultados e discussão	35
7. Conclusões e desenvolvimentos futuros	39
8. Referências bibliográficas	41





## Índice de figuras

- Figura 2.1 - Exemplo de uma cranioplastia.
- Figura 3.1 - Processo de digitalização e geração do modelo CAD 3D.
- Figura 3.2 - Exemplo de um sistema de digitalização portátil [41].
- Figura 4.1 - Processo de estereolitografia.
- Figura 4.2 - Processo de sinterização seletiva por laser.
- Figura 4.3 - Processo *fused deposition modeling*.
- Figura 4.4 - Processo de impressão tridimensional.
- Figura 4.5 - Processo de fusão seletiva por laser.
- Figura 4.6 - Processo de fusão por feixe de elétrons.
- Figura 4.7 - Processo *Polyjet*.
- Figura 4.8 - Maquinagem por controlo numérico.
- Figura 4.9 - Conversão de modelos em protótipos rápidos funcionais pela técnica dos moldes de silicone [45].
- Figura 4.10 - Fases de produção de moldes rápidos.
- Figura 5.1 - Crânio sintético com ausência de “osso” (Sawbones Europe®).
- Figura 5.2 - Alvos de referência para a digitalização.
- Figura 5.3 - Dispositivo de digitalização.
- Figura 5.4 - Digitalização da região da abertura do crânio.
- Figura 5.5 - Digitalização completa.
- Figura 5.6 - Digitalização da região da abertura do crânio.
- Figura 5.7 - Recorte da zona de intervenção cirúrgica.
- Figura 5.8 - Modelação do implante tendo como referência a área cirúrgica.
- Figura 5.9 - Modelação do implante.
- Figura 5.10 - Impressora 3D ZPrint 310 da ZCorp.
- Figura 5.11 - Ficheiro STL no software de controlo da ZPrint.
- Figura 5.12 - Relatório de impressão da ZPrint 3D.
- Figura 5.13 - Implantes mestre fabricados em pó ZP15E da ZCorp.
- Figura 5.14 - Alginato *Upper-Print* da *Upermaxi, sl*.
- Figura 5.15 - Fases de fabrico do molde de alginato.
- Figura 5.16 - PMMA utilizado no fabrico dos implantes.
- Figura 5.17 - Implante protótipo de poliuretano.
- Figura 5.18 - Simulação física da massa encefálica.
- Figura 5.19 - Seleção do Implante.
- Figura 5.20 - Implante colocado sem acabamento.
- Figura 5.21 - Implante colocado com acabamento (perspetiva).
- Figura 5.22 - Implante colocado com acabamento (pormenor).



## **Índice de Tabelas**

Tabela 6.1 - Tempos parciais e tempo total de fabrico.



## Lista de Abreviaturas

3D - Três Dimensões  
3DP – Impressão Tridimensional  
CAD – Desenho Assistido por Computador  
CAM – Fabrico Assistido por Computador  
CMM - Máquina de Medição por Coordenadas  
CNC - Maquinagem por Controlo Numérico  
EBM – Fusão por Feixe de Eletrões  
FDM – *Fused Deposition Modelling*  
SLM – Fusão Seletiva por Laser  
FR – Ferramentas Rápidas  
MRI – Ressonância Magnética  
NURBS - *Non-Uniform Rational B-Spline*  
PMMA – Polimetilmetacrilato  
PR – Prototipagem Rápida  
SLA – Estereolitografia  
SLS – Sinterização Seletiva por Laser  
TAC – Tomografia Axial Computadorizada  
UV - Ultra Violetas



## 1 - Introdução

O desenvolvimento de produto no âmbito da biomedicina têm sido objeto de financiamentos avultados e de muita investigação, a atestar pelo número de publicações na área nestes últimos anos. No que se refere aos implantes, a investigação tem sido centrada no desenvolvimento de implantes individualizados de modo a proporcionar uma maior eficácia biofuncional. A produção em série tem vindo a perder terreno para a produção individualizada.

A utilização do computador veio revolucionar o desenvolvimento da atividade de design e os processos convencionais de projeto e de fabrico foram profundamente modificados. De facto, o computador revolucionou as metodologias de conceção, projeto, análise, fabrico e gestão de processos do design de produto, com enormes vantagens no que respeita à rapidez de processos e minimização de erros de projeto. O desenvolvimento das tecnologias de prototipagem e de aplicações informáticas introduziu também outras possibilidades de desenvolvimento de produto. Na biomedicina este efeito é ainda mais evidente, pois permite a conceção de dispositivos implantáveis com determinadas características que eram impossíveis há poucos anos.

A prototipagem tem sido extensivamente explorada no fabrico de bio-implantes para aplicações cirúrgicas diversas como cranioplastias. O processo tradicional consiste em gerar o modelo anatómico, parte do crânio, através de uma TAC ou ressonância magnética e conceber o implante de substituição óssea. Neste procedimento, o implante é sempre fabricado antes da intervenção cirúrgica e posteriormente colocado no paciente. Esta técnica encerra em si mesma algumas incertezas que podem obstar a uma desejada fixação e as “surpresas” no momento cirúrgico podem implicar uma cirurgia de maior complexidade e certamente mais demorada.

O projeto aqui descrito teve como principal objetivo desenvolver uma nova técnica que permita intraoperativamente conceber e fabricar im-

plantes ósseos individualizados, em alternativa ao método convencional. As vantagens que estes tipos de implantes apresentam podem ser fundamentais para o sucesso terapêutico. A técnica consiste em obter diretamente, *in situ*, a informação (digitalização) da superfície da região óssea afetada para a qual é necessário o fabrico de um implante dimensionalmente e geometralmente adequado. Relativamente ao processo dito convencional, não é necessária a realização de TACs ou ressonâncias magnéticas, que, dependendo do utilizador que analisa as imagens, pode não conceber o implante com as características dimensionais e geométricas corretas. A distinção dos cinzentos e a diferenciação dos tecidos nas imagens nem sempre é inequivocamente perceptível.

A informação digital da região óssea afetada é manipulada na conceção do implante e através de prototipagem rápida é fabricado o implante (também designado de *master*) para posteriormente fabricar a ferramenta, um molde de alginato de cura extremamente rápida. Por um processo de vazamento por gravidade (tipo fundição) é fabricado o implante e colocado no local. Para a aplicação em estudo, o implante foi fabricado em polimetilmetacrilato (PMMA), um material bioinerte e utilizado na fixação de implantes ósseos (artroplastias diversas como joelho e anca).

Neste documento descreve-se o processo desenvolvido e está dividido, para além dos capítulos da Introdução e das Conclusões e Futuros Desenvolvimentos, nos seguintes:

- Capítulo 2 - Processo convencional de fabrico de implantes – cranioplastia;
- Capítulo 3 - Aquisição de geometria (forma);
- Capítulo 4 - Prototipagem rápida;
- Capítulo 5 - Desenvolvimento do processo – estudo experimental;
- Capítulo 6 - Resultados e Discussão.

O capítulo 2 é dedicado à cranioplastia. Tendo sido o projeto desenvolvido em torno da conceção e fabrico intaroperativo de implantes para reparação de defeitos do crânio, faz-se uma breve descrição da cranioplastia e dos estudos mais relevantes referentes à aplicação das técnicas de prototipagem rápida e desenvolvimento de ferramentas de fabrico rápido para a produção de implantes.

No capítulo 3 descreve-se as técnicas de aquisição de geometria ou forma. Esta componente assume especial relevância no processo, pois o rigor e a precisão dimensional e geometral na aquisição da forma da



região óssea afetada podem condicionar o sucesso da cranioplastia. São genericamente descritas as fases típicas da técnica, os diferentes processos e equipamentos que podem ser utilizados.

No capítulo 4 descreve-se as tecnologias de prototipagem mais correntes e em circuito comercial. As tecnologias de prototipagem rápida são relevantes no planeamento cirúrgico, mas ainda são inadequadas ao fabrico intraoperativo de implantes. De facto, os tempos de fabrico são incompatíveis com a necessidade de produzir implantes em simultâneo com o decorrer da cirurgia. Neste sentido, a maquinagem (em especial a de alta velocidade), também considerada uma tecnologia de prototipagem rápida, poderia ser seleccionada para o sistema desenvolvido.

O capítulo 5 é dedicado à descrição do desenvolvimento do processo – estudo experimental. Todo o processo é descrito e a experimentação é realizada de forma *in vitro*.

O capítulo 6 tem como objetivo descrever a análise dos resultados obtidos e como estes poderão ser extrapolados para uma situação cirúrgica *in vivo*.



## **2 - Processo Convencional de Fabrico de Implantes - Cranioplastia**

O processo convencional de fabrico de implantes depende da sua tipologia e localização anatómica. Tendo sido o projeto desenvolvido em torno da conceção e fabrico intaroperativo de implantes para reparação de defeitos do crânio individualizados, faz-se uma breve descrição da cranioplastia e apresenta-se também estudos referentes ao uso da prototipagem rápida (PR) e ferramentas rápidas (FR) no fabrico dos implantes.

A cranioplastia é um procedimento cirúrgico que consiste na reparação de defeitos ou deformidades do crânio e tem sido objeto de vasta investigação científica [1 a 36] (figura 2.1). É um procedimento, em termos conceptuais, ancestral [4, 37]. De facto, há evidências de que “cirurgiões” Incas realizaram cranioplastias usando metais preciosos. Cirurgiões como Hippocrates e Galen não referem o termo cranioplastias, e é Fallopius que menciona a utilização de uma placa de ouro numa cranioplastia. Em 1668, o cirurgião J. Van Meerkeren verificou que tinha sido utilizado osso de um cão na reparação de um defeito craniano num homem russo [37]. Embora tenha sido bem sucedida a cranioplastia, o osso canino foi removido devido à pressão exercida pela Igreja na altura. A utilização de autoenxertos na cranioplastia tornou-se popular no início do século XX. A utilização de materiais metálicos foi natural, tendo sido mais tarde substituídos por materiais poliméricos. Em 1940 é introduzido o PMMA no domínio da cirurgia, e é provavelmente o material polimérico mais utilizado em cirurgias reconstrutivas. A cranioplastia atual está direcionada para o melhoramento dos mecanismos de controlo e regeneração óssea.

A correção cirúrgica de defeitos cranianos pode resultar de uma necessidade estética para restaurar a proteção craniocerebral, mas também para visar a reparação simples de perda ou falha de tecido ósseo. As falhas do crânio podem ser do tipo congénito (encefalites, anomalias do esqueleto, etc.) ou adquiridas (traumatismo craniano, infeções, tu-

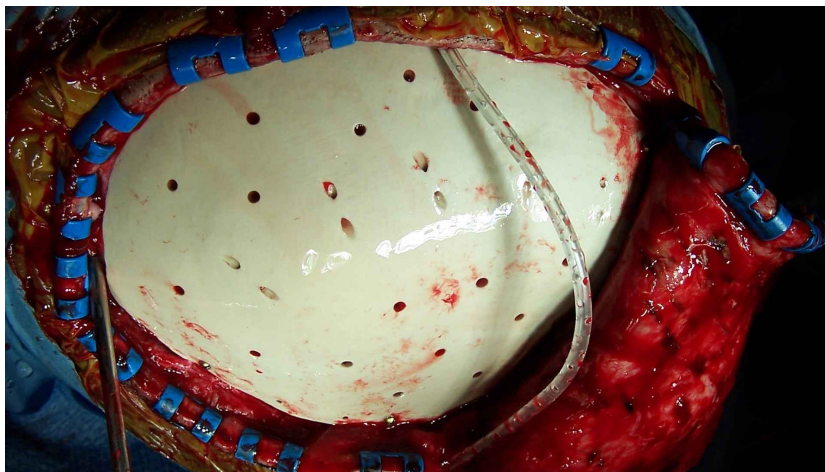
mores, remoção óssea pós cirurgia, fraturas, etc.). Para a reconstrução do crânio pode utilizar-se autoenxertos (osso retirado de uma parte do esqueleto), designado de métodos autólogos ou utilizando materiais como titânio, hidroxiapatite, polimetilmetacrilato, designado por métodos heterólogos [38].

**Figura 2.1**

Exemplo de uma cranioplastia

**Cavendishimplants**

[http://www.cavendishimplants.com/cranioplasty\\_p.html](http://www.cavendishimplants.com/cranioplasty_p.html)



Como foi referido, vasta investigação tem sido realizada no âmbito da cranioplastia. A atual tendência centra-se no desenvolvimento de implantes *custom-made*, ditos individualizados, uma vez que os mesmos são concebidos em função de uma geometria específica de uma estrutura óssea de alojamento do implante. Não tendo como objetivo ser demasiado exaustivo, apresenta-se, de seguida, uma breve descrição de algumas das investigações mais relevantes e de interesse para o projeto apresentado neste documento.

As áreas de investigação têm-se centrado, em grande parte, em torno do desenvolvimento de novos materiais, nomeadamente nos poliméricos como o PMMA [ex. 6, 7, 33, 37] e a hidroxiapatite [ex. 1, 2, 6, 10] e utilização da tecnologia de prototipagem rápida para o fabrico individualizado de implantes.

No que se refere aos materiais, a cerâmica hidroxiapatite [2] apresenta-se como um material de propriedades interessantes porque estimula o crescimento ósseo. Contudo, o estudo apresentado por Moreira-Gonzalez [6] indica que os autoenxertos e o uso de PMMA produzem melhores resultados na reconstrução óssea. O estudo de Barry [33] refere que o PMMA apresenta o mesmo tipo de proteção do osso nativo. Todavia, existem outros estudos que não recomendam o uso de PMMA em pacientes que tenham que receber no pós-operatório radioterapias, ou com grandes defeitos ósseos ou ainda com um historial de infeção à priori. As malhas de titânio também sido aplicadas em cranioplastias e são bastante eficazes na reparação de certo tipo de defeitos [10]. Placas de PMMA-hidroxiapatite obtidas em moldes de silicone têm sido desenvolvidas com alternativas às placas convencionais de titânio [30].

De acordo com Gladstone et al. [5] os implantes da próxima geração incluirão antibióticos (por impregnação) e serão gerados por computador para uma maior precisão dimensional e geométrica.

Os compósitos poliméricos reforçados por carbono têm sido objeto de estudos científicos para uso em cranioplastias [28]. Para este tipo de materiais é possível combinar técnicas de modelação e fabrico assistidas por computador, o que permite a produção de formas complexas e condicionar a rigidez do material, uma vez que a orientação espacial das fibras em conjugação com a matriz de resina de epóxido permite essa customização (ou individualização).

Chen et al. [29] descrevem um processo de fabrico de placas de titânio através da tecnologia de conformação multi-ponto. Esta técnica permite, de acordo com os autores, um menor tempo do ciclo de produção, assim como uma melhor precisão de ajustamento.

A utilização de técnicas de prototipagem na cranioplastia é hoje uma realidade, quase incontornável. Hieu et al. [35] desenvolveram uma técnica barata de fabrico de implantes para cranioplastias usando técnicas de engenharia inversa e de fabrico rápido de ferramentas (*rapid tooling*). Outros estudos têm sido desenvolvidos neste âmbito, utilizando as mesmas técnicas [26]. O procedimento tem também sido explorado e desenvolvido para outras partes do corpo humano. A título de exemplo, Singare et al. [18] utilizaram a prototipagem rápida para gerar um implante personalizado para uma mandíbula.

Yacubian-Fernandes et al. [1] descrevem um processo de prototipagem como forma alternativa para a realização de cranioplastias com uso de PMMA. O processo apresentado tem como diferença, relativamente ao processo convencional, o fabrico de um modelo em resina de epóxido com base na tomografia axial feita à região de interesse. É depois fabricado um molde em cera utilizando técnicas de fabrico das próteses dentárias, a partir das quais foram construídas próteses transparentes de PMMA.

O trabalho descrito por D'urso et al. [8] identifica o desenvolvimento de uma nova técnica em 1999 que foi testada em 30 pacientes. A técnica consistia em modelar o implante com base no modelo digital que era gerado a partir de um TAC da zona a reparar. Este modelo permitiu a conceção de um molde do implante. O implante foi fabricado em acrílico por fusão térmica. Os autores do estudo referem que só tiveram um caso de infeção e outro em que foram necessárias operações de acabamento para ajustar o implante. Os mesmos também identificam algumas desvantagens da técnica, nomeadamente o elevado tempo de manipulação das imagens TAC, cerca de 2 horas, para gerar o implante e respetivo molde. Foram necessários, no mínimo, dois dias para fabri-

car o implante e o custo foi, para cada implante, cerca de 1000 dólares Americanos para o biomodelo em estereolitografia e 300 dólares Americanos para o fabrico do implante em acrílico. O processo de estereolitografia é provavelmente o mais utilizado para o fabrico dos modelos e para planejar as cirurgias, que relativamente ao processo sem prototipagem apresenta óbvias vantagens pela possibilidade de antecipação de possíveis erros cirúrgicos [13, 20] e diminuição de tempo de cirurgia [22]. De facto, como os biomodelos são bastante precisos, o cirurgião tem uma excelente perceção do defeito craniano [23].

Alguns autores têm explorado o desenvolvimento de biomodelos para o planeamento das cirurgias e para o fabrico de implantes individualizados [ex. 17, 18, 21, 31]. Por exemplo, Winder [16] descreve o estado da arte relativamente ao software e hardware e os requisitos para o fabrico de modelos médicos com elevada qualidade usando a prototipagem rápida e referem, também, as suas limitações. Neste caso, o autor refere que é frequente a distorção dos modelos que resulta da modelação digital do modelo e do próprio processo de fabrico do implante. Bibb e Winder [36] descrevem os problemas na aquisição de transferência de dados na geração dos modelos digitais e como evitá-los. Alguns estudos visaram o desenvolvimento de um novo sistema integrado de CAD/CAM/PR para o fabrico rápido de implantes individualizados [31].

Outras técnicas têm sido desenvolvidas na tentativa de eliminar alguns problemas verificados com o fabrico dos implantes. Por exemplo, o mesmo autor Winder [14], quando apropriado, utilizava o lado contralateral para obter os dados necessários ao fabrico das placas de titânio. É referido que foram menores as taxas de atendimento dos pacientes com este tipo de placas individualizadas e que foi melhorado o ajustamento e a própria cosmética.

Não há dúvidas sobre as vantagens do uso das técnicas de prototipagem rápida nas cirurgias. Heissler et al. [24] referem as vantagens da utilização de processos de fundição em vez de maquinagem dos implantes, como a possibilidade de fabricar formas orgânicas extremamente finas, de espessura reduzida. Muitas formas são tecnicamente impossíveis de obter pelos processos de arranque de aparas.

Embora diversas técnicas e materiais têm sido utilizados em cranioplastias, a individualizada ou também dita personalizada é onerosa e nem sempre ao alcance dos pacientes ou mesmos dos próprios sistemas de saúde [25, 34]. Neste âmbito, Hieu et al. [25] desenvolveram, no sentido de minimizarem os custos, uma técnica alternativa para os países asiáticos e com base em tecnologias disponíveis na região. Deste modo, a técnica implica o uso de uma máquina de controlo numérico de três eixos para o fabrico dos moldes que são depois utilizados para o vazamento de PMMA para obter o implante. A técnica implica a maquinagem

do molde em 5 a 6h, sendo necessárias mais 2 horas para fabricar o implante com PMMA auto-curável.

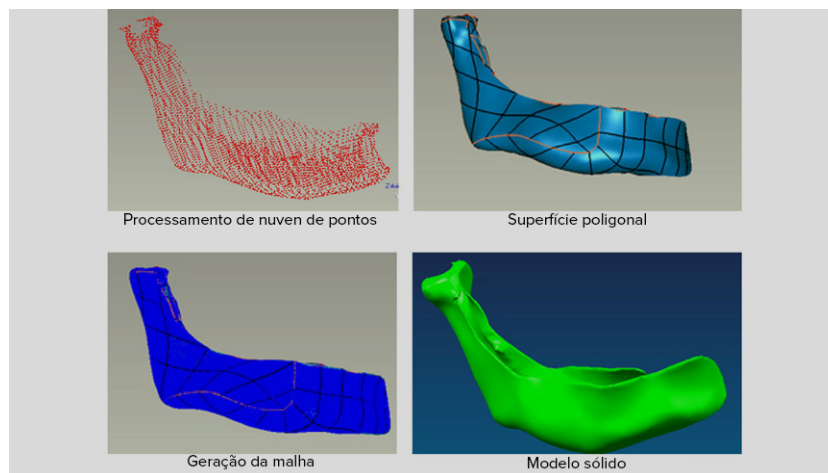
As tecnologias de prototipagem têm sido aplicadas no desenvolvimento de produtos representativos de modelos médicos, em especial no fabrico de tecidos diferenciados relativamente à sua rigidez (moles e duros). O estudo de Seitz et al. [27] é representativo da aplicação da tecnologia para os fins referidos. Os tecidos duros são feitos por estereolitografia, enquanto os moles são obtidos através da fusão auxiliada por vácuo de outros materiais.





### 3 - Aquisição de Geometria (Forma)

A aquisição de forma é frequentemente designada na literatura portuguesa por levantamento de forma, que também pode ser designada por engenharia inversa (*reverse engineering*) [40] e assume especial relevância no processo desenvolvido. De forma simplista, o processo consiste na criação de modelos geométricos digitais a partir de peças/objetos físicos. O processo implica a existência de uma peça ou modelo que depois de fazer o seu levantamento geométrico (forma) permite a sua modelação digital.



**Figura 3.1**

Processo de digitalização e geração do modelo CAD 3D  
**Emeraldedign**  
<http://www.emeraldinsight.com/journals.htm?articleid=1769069&show=html>

O levantamento de forma inicia-se com a aquisição de um conjunto de pontos da superfície exterior do modelo. Esta nuvem de pontos, não organizados, é posteriormente usada para definir uma malha de triângulos representativa da superfície do objeto. No caso presente, o levantamento de forma incide somente na região de interesse, ou seja, na região da inexistência óssea.

A ação de levantamento ou aquisição de forma pode também ser designada por digitalização [41]. Existem dois métodos de digitalização: com contacto físico e sem contacto físico. O modo como é feita a digitalização define a técnica: ponto a ponto ou varrimento. A técnica de digitalização ponto a ponto significa que a aquisição dos pontos é realizada

de uma forma discreta ou descontínua. A técnica de varrimento significa que a aquisição de pontos é realizada de forma contínua ao longo de uma curva ou trajetória [41]. Foi utilizada a digitalização sem contacto físico devido ao tipo de “objeto” a digitalizar. Embora deva ser referido que para a aplicação em estudo, a digitalização por contacto não é uma total impossibilidade. A figura 3.1 ilustra os diferentes modelos obtidos após o levantamento de forma.

### 3.1 Fases da Técnica

A técnica de levantamento de forma, de acordo com Relvas et al. [41], pode ser feita, genericamente, através dos seguintes passos:

- Aquisição das coordenadas relativas aos pontos que representam a superfície do modelo (nuvem de pontos). Os pontos da superfície são obtidos através de uma sonda de contacto ou de um digitalizador laser;
- Tratamento da nuvem pontos visando também a eliminação de ruído e pontos redundantes;
- Geração da malha de triângulos e reparação de “falhas”. A geração ou triangulação de pontos é um processo automático de ligação dos três pontos mais próximos para formar um triângulo. Este processo é repetido até que toda a nuvem de pontos forme uma rede de triângulos representativa da superfície do objeto [41]. Parte do processo é importante porque se o efeito de alisamento ou suavização for muito forte, poderá haver a possibilidade de se perder pormenores e detalhes importantes da superfície do objeto. Refira-se ainda que a geração de malhas muito refinadas ou de triângulos muito pequenos originam ficheiros com excesso de informação e que se tornam difíceis de manipular, incompatível com a necessidade de minimizar o tempo da cranioplastia.
- Reconstrução da(s) superfície(s) que é feita a partir da malha de triângulos e pode ser executada recorrendo a três técnicas distintas: reconhecimento do elemento de forma (*feature extraction*), ajustamento de superfície (*surface fitting*) e geração de curvas de guia (*networking of curves*) [41]. Quando se tratam de modelos com superfícies livres (*free-form*) é normal proceder-se previamente à segmentação da malha de triângulos e à geração automática ou semiautomática de uma mancha de NURBS (*NURB patches*) e normalmente permite um efeito superior de suavização das superfícies do objeto.
- Geração do modelo sólido paramétrico.

### 3.2 Processo de aquisição de Geometria

Os processos de aquisição de geometria podem ser feitos de diferentes formas. Relvas et al. [41] descrevem essas formas em:

- Medição por contacto e ponto a ponto;
- Medição por contacto e por varrimento;
- Medição ótica e ponto a ponto;
- Medição ótica e por varrimento;
- Métodos óticos passivos;
- Tomografia Axial Computorizada (TAC) ou outras semelhantes.

Relvas et al. [41] apresentam as diversas características do processo de aquisição de forma, nomeadamente as suas vantagens e desvantagens. Diversos estudos têm sido desenvolvidos na determinação da precisão dos modelos [42-44 ]. Atendendo ao tipo de levantamento de forma, uma parte do crânio, nem todas as técnicas são passíveis de serem aplicadas para a obtenção do modelo digital. Assim, as técnicas de digitalização sem contacto são as mais adequadas. Apresenta-se, para a aplicação em causa, algumas vantagens interessantes, que se resume a:

- Enorme rapidez, que de acordo com o tipo de equipamento e geometria pode ser da ordem de alguns segundos;
- A portabilidade dos equipamentos é excelente, adequando-se à sua utilização em ambiente cirúrgico. Para além desta característica, alguns sistemas dispõem de placas de memória e ecrã que dispensam a utilização de computadores, podendo ser utilizados em qualquer sítio, como se fosse uma câmara de filmar;
- Não existe contacto físico com a superfície dos objetos, tornando-se especialmente indicado para modelos em materiais flexíveis ou de baixa rigidez;
- Permite a geração de imagens com enorme rapidez, o que se torna adequado para ambientes cirúrgicos, pois permite a obtenção rápida de um modelo CAD para posterior alteração e visualização.

### 3.3 Equipamentos de Aquisição de Forma

Os equipamentos de aquisição de forma têm características próprias ao processo [41], que se podem resumir a:

- Máquinas de medição por coordenadas (CMM). Estes equipamentos são normalmente utilizados na aquisição de forma de elementos mecânicos complexos e na verificação/comparação das características geométricas e dimensionais entre o modelo real e o modelo digital;
- Braços articulados, que podem ser fixos ou portáteis e podem ter cabeças de apalpação por contacto ou laser. Apresentam maior flexibilidade de utilização do que as máquinas de CMM, sendo por isso usados no controlo e inspeção e levantamento de forma de zonas de difícil acesso;
- Equipamentos portáteis que apresentam diferentes suportes tecnológicos, não sendo por isso possível caracterizá-los através de uma tecnologia única. Entre as características que lhes são comuns realça-se a mobilidade e flexibilidade, permitindo realizar com precisão a digitalização de objetos de qualquer dimensão e complexidade, numa diversidade de ambientes (laboratório, fábrica, trabalho de campo, teatro cirúrgico, etc.).

**Figura 3.2**  
Exemplo de um sistema de digitalização portátil [41]  
(idêntico ao utilizado na cranioplastia in vitro)



Entre os equipamentos mais utilizados, o HandyScan (Creaform Inc., Québec, Canadá), também comercializado com a designação comercial de ZScanner, é um sistema ótico com laser classe II, com dois feixes em cruz e câmaras de alta resolução, é auto-posicional, utilizando refletores óticos de posicionamento que permitem ao utilizador mover o objeto livremente sem necessitar de outros dispositivos externos de alinhamento ou localização. O equipamento de digitalização é pequeno e leve, tendo sido utilizado na digitalização na região de interesse do crânio. A figura 3.2 ilustra o sistema utilizado no desenvolvimento da técnica.

## 4 - Processos de Prototipagem Rápida

Os sistemas avançados de modelação por computador associada ao desenvolvimento de novas tecnologias de prototipagem rápida implicaram novas abordagens de fabrico. A prototipagem rápida (*rapid prototyping*) é o termo vulgarmente utilizado para descrever o fabrico de modelos físicos diretamente de um modelo de CAD, tendo como base a utilização de um conjunto de processos tecnológicos e de tecnologias de informação. Os modelos são construídos camada a camada sem a necessidade de utilizar qualquer tipo de ferramenta convencional [45]. Os processos de prototipagem rápida permitem realizar peças de elevada complexidade, impossíveis de obter através de meios de fabrico convencionais.

As diferentes tecnologias de prototipagem rápida têm sido largamente utilizadas no desenvolvimento de novos produtos e têm sido exaustivamente avaliadas e desenvolvidas para aplicações biomédicas. Devido à enorme pressão a que as empresas estão cada vez mais sujeitas, com o intuito de serem competitivas economicamente, os erros de projeto devem ser antecipados antes do fabrico final do produto. É neste sentido que os processos de prototipagem assumem um papel crucial na eliminação desses erros de projeto e são uma ferramenta importante no processo de engenharia simultânea. Na área biomédica, os erros de fabrico são totalmente incompatíveis com a qualidade necessária. No caso do fabrico de pequenas e médias séries, a prototipagem rápida poderá ser uma alternativa de fabrico de ferramentas de produção, reduzindo-se os custos desses equipamentos e aumentando a rentabilidade dos investimentos necessários ao lançamento no mercado de um novo produto.

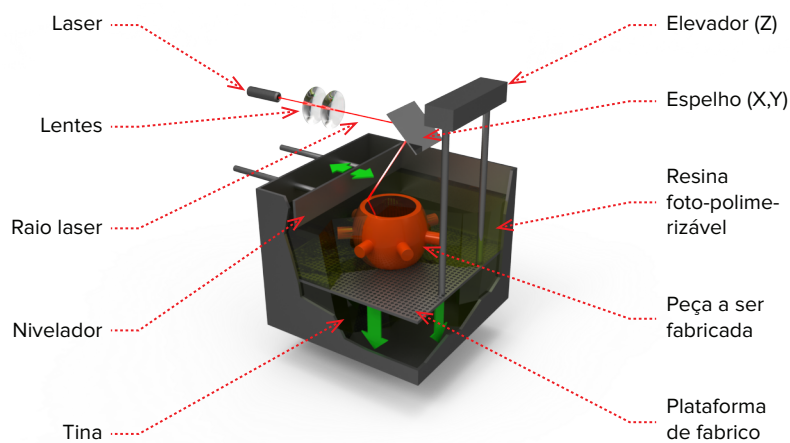
Dos processos de prototipagem rápida atualmente disponíveis no mercado, a estereolitografia é o processo que permite a obtenção de modelos pequenos com melhores precisões dimensionais e geométricas. Outros sistemas mais recentes poderão resolver algumas limitações inerentes da estereolitografia, nomeadamente no que respeita às matérias-primas que é possível utilizar no fabrico de modelos e à garantia de

precisão em peças de maiores dimensões. A estereolitografia foi, provavelmente, a primeira tecnologia de prototipagem rápida a ser utilizada no desenvolvimento de produto biomédico. Pelo facto de ser utilizada uma resina translúcida, permite fazer modelos médicos com indicações precisas da região de intervenção cirúrgica.

Os processos de prototipagem rápida são também designados de fabrico orientado por camadas (*layer oriented manufacturing*), consistem na discretização de um modelo CAD em camadas de espessura constante e controlável. A informação geométrica de cada camada elementar do modelo correspondente à discretização do mesmo efectuado em camadas é enviada para a máquina e processada. O processamento corresponde à aplicação de uma determinada fonte de energia pontual (ou quase pontual) sobre uma matéria-prima e ao varrimento da superfície de acordo com uma trajetória de forma a obter uma camada sólida. O processamento das camadas e a sobreposição delas permite a geração do modelo físico por adição das mesmas. De acordo com os diversos princípios físicos utilizados para o processamento dos modelos, assim se subdividem os processos de prototipagem rápida e são em seguida descritos de forma sucinta.

#### 4.1 Estereolitografia (SLA)

**Figura 4.1**  
Processo de Estereolitografia

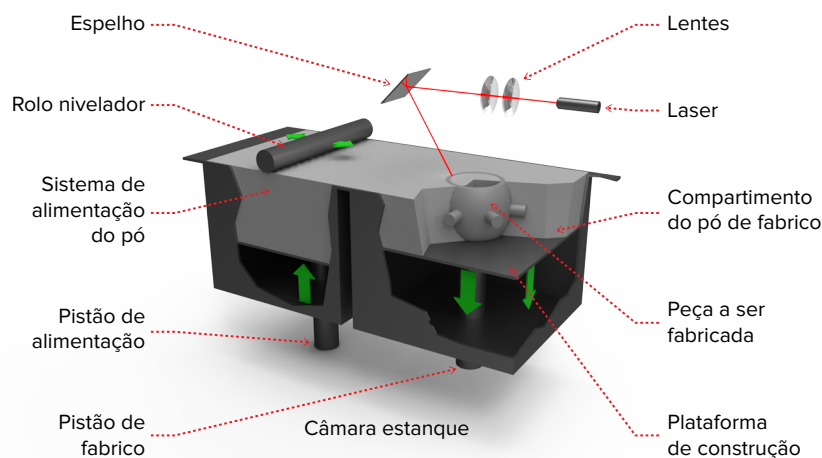


O processo de estereolitografia (SLA) é frequentemente considerado o pioneiro da indústria de prototipagem rápida, com o primeiro sistema comercial introduzido em 1988 pela 3D Systems. O sistema consiste de um laser ultravioleta, uma tina de resina líquida de foto-curável, e um sistema de controlo (figura 4.1).

Uma plataforma mergulha na resina (através de um sistema de elevador), de modo que a superfície da plataforma corresponde a uma camada de espessura abaixo da superfície da resina. O feixe de laser, em seguida, traça as fronteiras e preenche uma seção bidimensional transversal do modelo, solidificando a resina onde ele incide. Logo que uma

camada é concluída, a plataforma desce e equivalente a uma espessura da camada, repete o processo anterior e solidifica uma nova camada de resina sobre a primeira camada, e a camada seguinte é construída. Este processo continua até completar o modelo. Quando a construção termina, a plataforma emerge sobre a tina e o excesso de resina é drenado. O modelo é então removido da plataforma, lavado do excesso de resina, são retiradas as estruturas de suporte e depois colocado num forno UV para uma cura definitiva onde o modelo é suavizado para eliminar o efeito de “escada”.

## 4.2 Sinterização Seletiva por Laser (SLS)



**Figura 4.2**  
Processo de Sinterização  
Selectiva por Laser

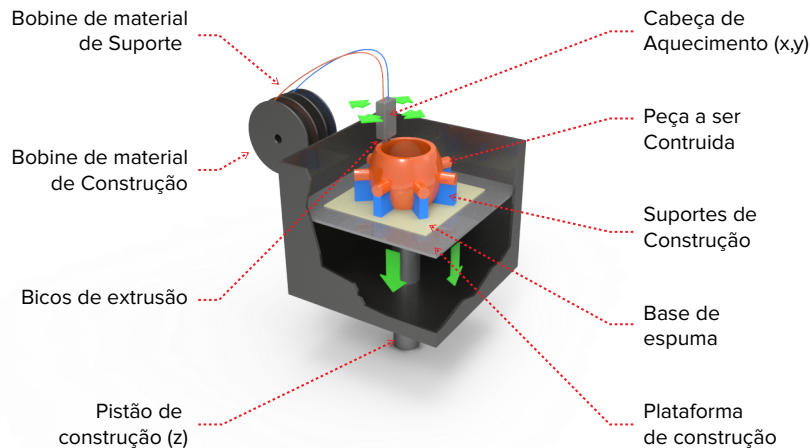
Este processo consiste na aplicação de um feixe de laser, geralmente de baixa potência (CO<sub>2</sub> de 150 W), numa superfície de um material na forma de pó de pequeno tamanho de partícula, que vai consolidando e agregando o pó na área varrida. O processo (figura 4.2) é muito semelhante ao de estereolitografia. A energia do feixe de laser sinteriza seletivamente a zona onde incide, permanecendo as zonas circundantes sob a forma de pó. Após a sinterização de cada camada, uma plataforma de construção desce para a sinterização da próxima camada. O processamento à posteriori depende do material utilizado no fabrico do protótipo, precisão dimensional, acabamento superficial e características mecânicas a obter [45].

## 4.3 Fused Deposition Modeling (FDM)

Este processo é bastante utilizado no design de produto e permite obter protótipos funcionais em materiais não tóxicos e em ambientes limpos. O processo conjuga a extrusão de plásticos com a deposição do fundido em camadas. Através de uma cabeça de extrusão é continuamente alimentado o material fundido que é colocado em camadas, que vão solidificando durante o arrefecimento. Quando a camada se encontra completamente preenchida, a plataforma que suporta a peça é ajustada

em altura e o ciclo de extrusão e deposição da nova camada é realizado.

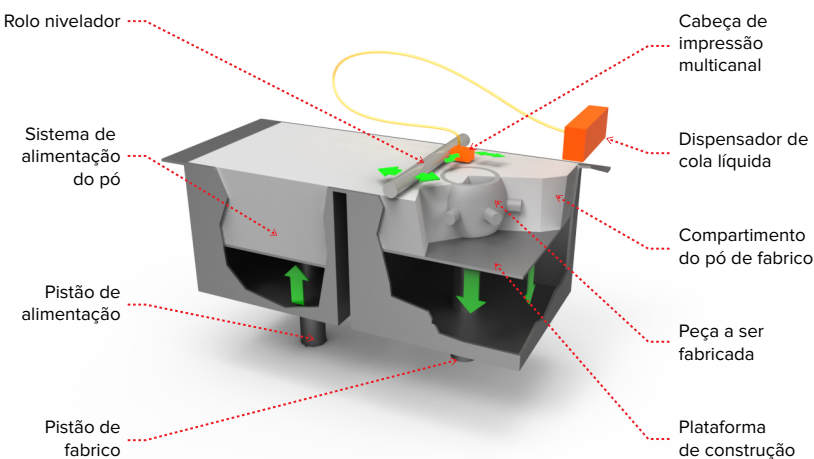
**Figura 4.3**  
Processo de *Fused*  
*Deposition Modeling*



Os materiais extrudidos podem ser ceras, ABS e poliamidas, permitindo a obtenção de protótipos funcionais. A figura 4.3 ilustra o processo de FDM. Este processo permite a construção de protótipos compostos por diferentes materiais, característica singular não disponível nos restantes processos de prototipagem rápida [45].

#### 4.4 Impressão Tridimensional (3DP)

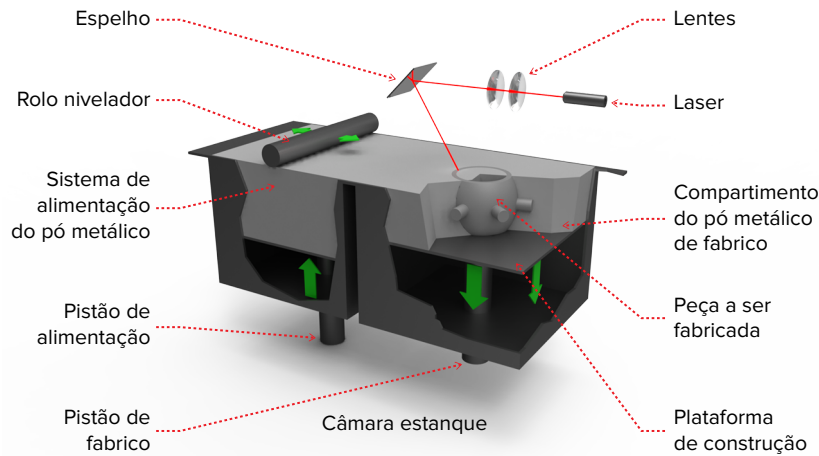
**Figura 4.4**  
Processo de Impressão  
Tridimensional



O processo de prototipagem rápida por impressão tridimensional é um processo similar ao das impressoras por jacto de tinta (figura 4.4). A tecnologia ZPrinter (ZCorporation, Burlington, MA USA) foi desenvolvida inicialmente no MIT - Massachusetts Institute of Technology [41]. O material é fornecido em pó que é distribuído através de um rolo cilíndrico numa fina camada sobre a plataforma de construção. Posteriormente, uma cabeça de impressão faz a deposição seletiva de um ligante líquido (cola) que aglomera o pó nas áreas desejadas. A plataforma desce e repete-se o processo novamente até à obtenção final do modelo. O pó solto permanece na plataforma para dar suporte ao protótipo durante a fase de fabrico. Podem ser utilizados materiais poliméricos, cerâmicos e metálicos.



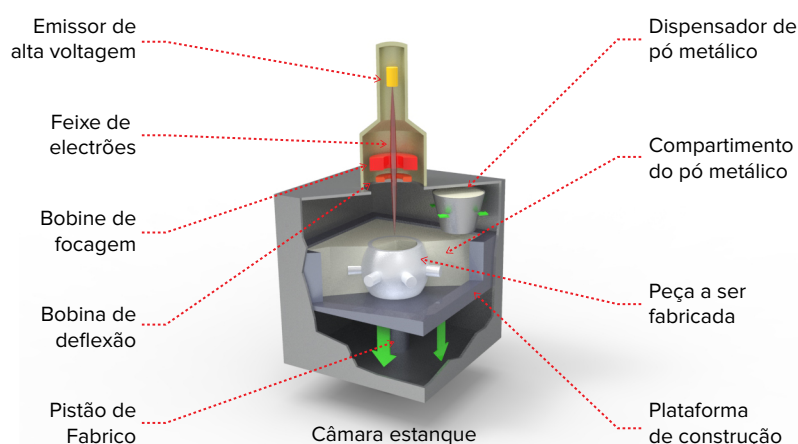
#### 4.5 Fusão Seletiva por Laser (SLM)



**Figura 4.5**  
Processo de Fusão Selectiva por Laser

O processo de SLM (*Selective Laser Melting*) permite o fabrico de modelos a partir de pós metálicos e funciona de forma similar ao processo de SLS, mas recorre à utilização de um laser de maior potência para fundir materiais metálicos em ambiente inerte (figura 4.5). Este processo permite a obtenção direta de peças metálicas e funcionais, com boa resolução (0.02 mm) e precisão aceitável. Deve realçar-se o facto de quando se usa materiais de elevado custo como o ouro, o titânio ou o inonel, obtém-se uma redução significativa de material desperdiçado com consequentemente redução nos custos de processamento para a obtenção do modelo [41].

#### 4.6 Fusão por Feixes de Electrões (EBM)



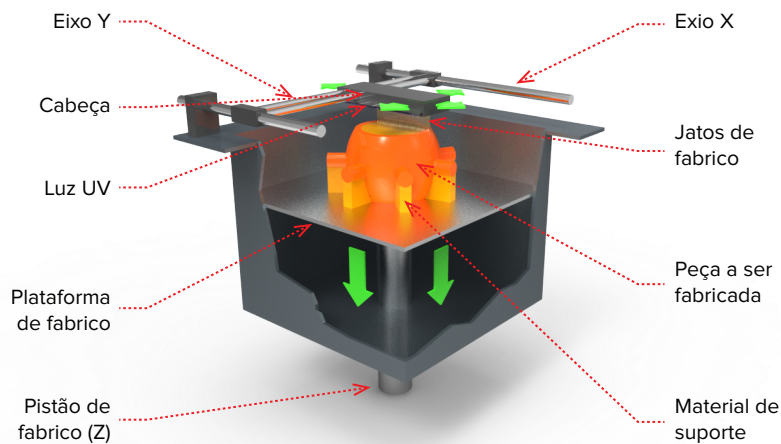
**Figura 4.6**  
Processo de Fusão por Feixes de Electrões

O EBM (*Electron Beam Melting*) é um processo de prototipagem rápida destinado à construção de modelos sólidos obtidos a partir de pós (figura 4.6). Esta tecnologia, nomeadamente a comercializada pela empresa sueca Arcam AB, utiliza pós metálicos que são fundidos com recurso a

um feixe de eletrões em vácuo. Os eletrões são bombardeados a muito alta velocidade sobre a superfície de trabalho provocando o aquecimento e a fusão das partículas de pó. O processamento em ambiente de vácuo permite manter estável a composição química do material e evitar reações quando se usam por exemplo ligas de titânio. O processo EBM permite a utilização de materiais metálicos e não metálicos, cerâmicos e compósitos. No entanto, o facto do seu processamento ser feito em vácuo, cria limitações no dimensionamento dos modelos [41].

#### 4.7 Processo Polyjet

Figura 4.7  
Processo Polyjet

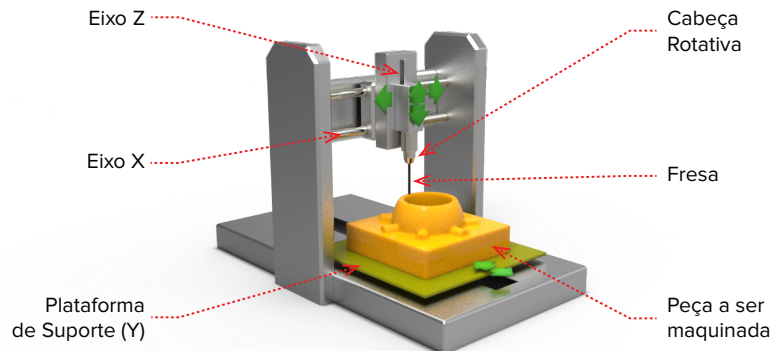


Este processo usa um sistema de impressão que deposita material fotopolimerizável que é imediatamente curado através do recurso a uma lâmpada de ultravioleta (figura 4.7). A tecnologia da PolyJet™ (Objet Geometries Ltd., Rehovot, Israel) usa a injeção de dois materiais distintos que podem ser combinados de diversas formas (dois materiais rígidos, dois flexíveis ou um de cada). O bloco de impressão da Polyjet dispõe de 8 cabeças de impressão, sendo dois por cada material (incluído o material de suporte). O material é impresso em finas camadas colocadas uma a uma sobre a plataforma de trabalho. No caso de geometrias complexas é possível usar um material de suporte (*gel-like*) que pode facilmente ser removido à mão ou por recurso a soluções aquosas em casos de maior dificuldade [41].

#### 4.8 Maquinagem por Controlo Numérico (CNC)

O fabrico de peças com máquinas CNC (*Computer Numeric Control*) (figura 4.8) e a utilização de sistemas de CAD/CAM são elementos fundamentais nos processos produtivos. Neste processo a informação do modelo é traduzida em sequências operatórias de fabrico através de programas específicos que controlam os movimentos das ferramentas da máquina através do comando numérico (NC – *Numeric Control*) [45]. O rápido desenvolvimento dos computadores e da tecnologia de co-

mando numérico permitiu a plena integração do computador no processo de fabricação, desenvolvendo o controlo numérico por computador. A tecnologia do CNC permite efetuar a simulação das trajetórias das ferramentas e do corte, permitindo minimizar a possibilidade de erro [45].



**Figura 4.8**  
Processo de Maquinagem  
por Controlo Numérico

#### 4.9 Conversão de Modelo em Protótipo Rápido Funcional

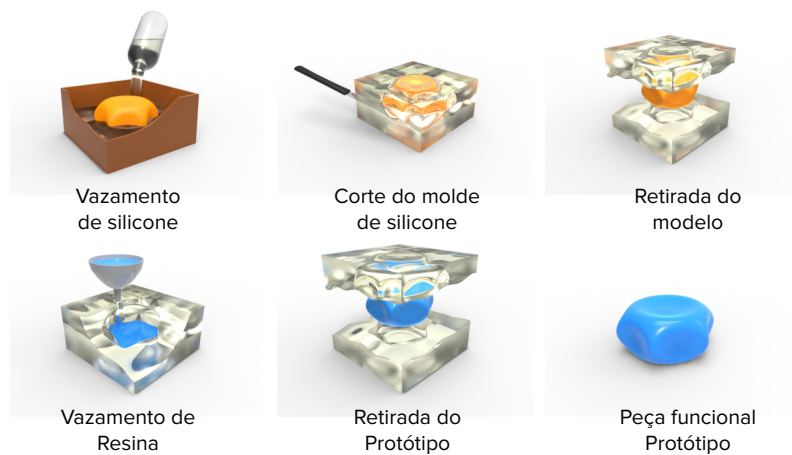
Quando o material do protótipo tem que ter as mesmas propriedades físicas e mecânicas que a peça final, o protótipo obtido por uma das tecnologias de prototipagem rápida atrás descritas só serve como modelo (*master*) para a execução de uma ferramenta de forma rápida e menos onerosa. Normalmente é necessário efetuar o acabamento do modelo de modo a conferir-lhe o tipo de superfície desejada. Existem diversas técnicas de reprodução de formas para o fabrico do protótipo final no material adequado. Este tipo de protótipos possui uma maior precisão dimensional e geométrica, assim como um melhor acabamento relativamente aos protótipos obtidos pelos outros processos de prototipagem rápida. Atendendo à técnica desenvolvida, descreve-se, de modo genérico, como se pode obter protótipos em materiais diferentes do *master*, que se aplica no fabrico de implantes biopoliméricos para a cranioplastia e outras cirurgias de substituição óssea.

Um dos processos mais utilizados no fabrico de protótipos rápidos consiste em produzir moldes de silicone e a produção da peça final ou protótipo funcional num polímero ou liga de baixo ponto de fusão. A figura 4.9 ilustra esquematicamente o processo. O modelo do protótipo, que pode ser obtido por uma outra técnica de prototipagem rápida, é utilizado para construir um molde em silicone. O molde é seccionado de modo a retirar o modelo e fechado. Seguidamente, uma mistura de resina é vazada que após solidificar permite retirar a peça/protótipo final.

Esta técnica de realização de protótipos funcionais permite a produ-

ção de peça única (adequada ao fabrico de implantes individualizados) ou de pequenas séries, em alternativa a outras formas de produção. Existem outros processos de produção de protótipos rápidos, nomeadamente modelos para o fabrico de moldações, onde poderão ser usadas ligas metálicas (aços, alumínio, ...), obtendo-se assim protótipos funcionais ou mesmo pequenas séries [45].

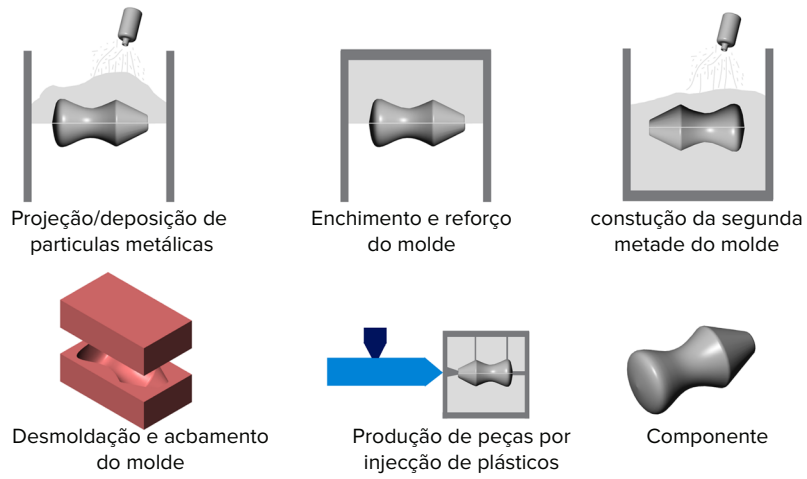
**Figura 4.9**  
Conversão de modelos em protótipos rápidos-funcionais pela técnica de moldes de silicone



#### 4.10 Fabrico de Ferramentas Rápidas de Produção

A utilização de modelos obtidos por prototipagem rápida na execução de ferramentas de produção apresenta enormes vantagens quando se tem em vista a fabricação de peças unitárias ou de séries pequenas e médias. Nestes casos, o custo da ferramenta representa uma parte importante no custo final das peças e qualquer economia no preço das ferramentas diminui de forma considerável a dimensão da série económica para o custo da peça acabada [45].

A execução de ferramentas de produção a partir de modelos feitos por prototipagem rápida segue os mesmos princípios da técnica anterior, isto é, utiliza-se um modelo para obter uma ferramenta. A qualidade do modelo em termos dimensionais, geométricos e de superfície ditará a qualidade final da peça. A figura 4.10 ilustra as fases típicas de produção de moldes rápidos. Assim, com base no modelo, este é colocado numa caixa de moldação e revestido por um processo de projeção metálica, ou outro, o enchimento e reforço do molde, retirada do modelo e acabamento do mesmo. O molde desta forma obtido permitirá a produção de protótipos, pré-séries e pequenas séries pelos processos convencionais, como por exemplo o de injeção de plásticos.



**Figura 4.10**  
Fases de produção de moldes rápidos



## 5 - Desenvolvimento do Processo Estudo Experimental

### 5.1 Aquisição de Geometria

Para o desenvolvimento do processo, foram adquiridos diversos crânios sintéticos à empresa Sawbones Europa®. Um dos crânios (figura 5.1) já apresentava a inexistência de “osso” para a intervenção cirúrgica de substituição.



**Figura 5.1**  
Crânio sintético com  
ausência de “osso”  
Sawbones Europa®

A fase inicial do processo implica a obtenção da geometria, ou seja, o levantamento da forma da região de intervenção cirúrgica. A obtenção da geometria da zona óssea é parte do processo que assume especial relevância para a concepção e fabrico do implante, e cujas dimensões devem permitir o adequado ajustamento.

O levantamento de forma foi efetuado com recurso a um digitalizador tridimensional (Zscanner 600) da 3D Systems (tecnologia antes pertencente à Z Corp). Foi escolhida esta tecnologia por ser rápida, fiável e permitir grande liberdade de movimentos, tanto do digitalizador como do objeto a digitalizar. A informação obtida é traduzida na forma de uma malha poligonal, sobre a qual é possível manipular diretamente, ao con-

trário da nuvem de pontos que exige tratamento posterior para obter uma superfície. Este último processo é o mais vulgar para a digitalização de superfícies.

Para efetuar o levantamento de forma descreve-se de seguida o procedimento.

O objeto a digitalizar, o crânio, foi posicionado de forma a permitir o livre acesso à área de intervenção. Contudo, o processo permite a mobilidade do objeto de digitalização, que não é adequado num procedimento real, numa cirurgia *in vivo*, em que o paciente se encontra numa posição estática.

Para o processo de digitalização usado, foi necessário colocar alvos de referência (figura 5.2), que foram colocados de forma aleatória. Para permitir uma correta identificação de cada alvo e a referenciação espacial de cada um é necessário que a distribuição seja aleatória e que não existam distâncias iguais entre cada conjunto de três pontos (três alvos).

**Figura 5.2**  
Alvos de referência para a digitalização



Os alvos são pequenos refletores autocolantes de forma circular que, uma vez aplicados, devem permanecer no mesmo lugar durante todo o processo de digitalização. São descartáveis e só podem ser utilizados uma única vez. A exposição prolongada à luz afeta a qualidade da reflexão dos raios luminosos. No decorrer da digitalização podem ser acrescentados alvos em zonas onde seja necessário melhorar a referenciação espacial.

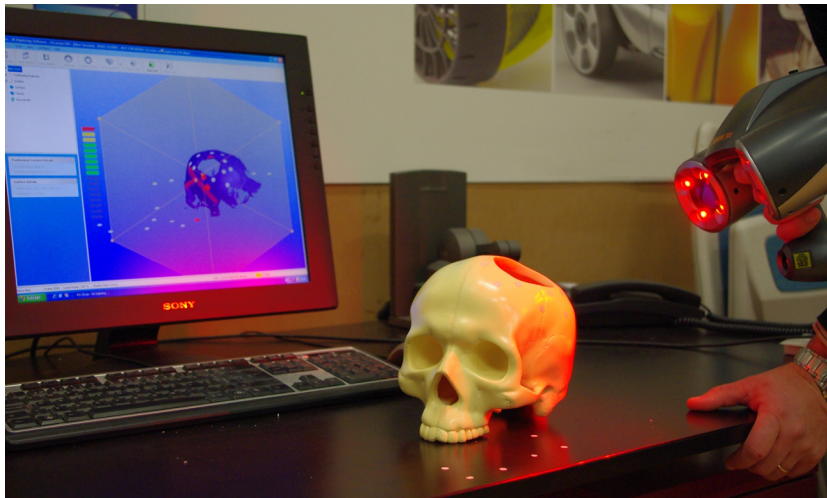
Verificou-se ainda que deve ser otimizada a iluminação ambiente de forma a garantir uma rápida digitalização. Pouca luz ou excesso de luz “cegam” o digitalizador (figura 5.3) e fazem-no perder temporariamente a referenciação. Deve ainda evitar-se apontar os feixes do digitalizador para superfícies refletoras uma vez que estas devolvem a informação da mesma forma que os alvos, confundindo-o.



Nas diversas digitalizações efetuadas, depois de otimizada a iluminação e após algumas sessões de treino concluiu-se que o tempo médio de digitalização para uma área semelhante à estudada não vai além de dez minutos, incluindo a calibração necessária do digitalizador. A figura 5.4 ilustra um momento da digitalização com a respetiva construção de modelo virtual visível no ecrã do computador. A figura 5.5 ilustra o resultado final e exportação de digitalização realizada.



**Figura 5.3**  
Dispositivo de digitalização  
ZScanner 600  
ZCorp



**Figura 5.4**  
Digitalização da região da  
abertura do crânio

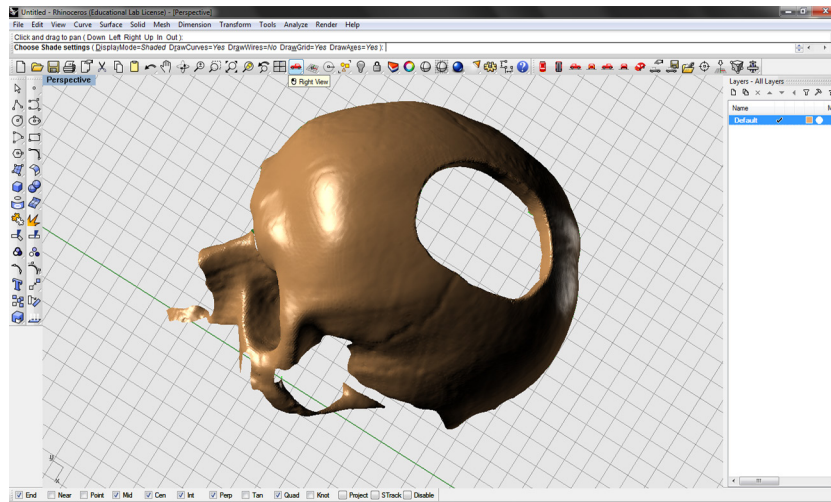


**Figura 5.5**  
Digitalização completa

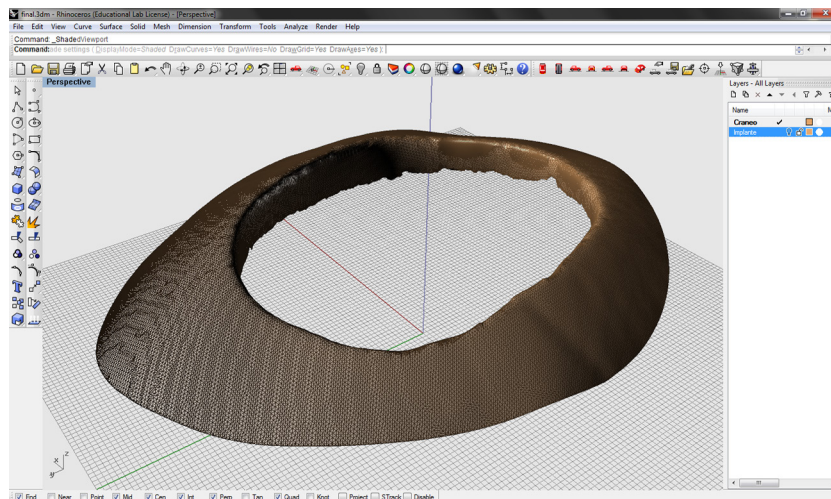
## 5.2 Processo de modelação - Modelo Digital

Após a conclusão do processo de digitalização procede-se à modelação da região de intervenção cirúrgica. De modo a minimizar o tempo de modelação, realiza-se somente a estritamente necessária. Assim, o modelo de digitalização foi exportado para uma aplicação de CAD, o Rhino. Deve referir-se, que podem ser utilizadas outras aplicações de CAD, e que a mesma a utilizar deve ser escolhida em função da destreza e à vontade do utilizador para que o tempo de modelação seja o mínimo possível. Esta variável do processo deve ser convenientemente acautelada. A figura 5.6 ilustra o modelo digital realizado. Deve referir-se, que numa condição *in vivo*, seria desnecessário desenvolver tão extensamente o modelo, devendo-se restringir somente à zona de colocação do implante. Este procedimento foi realizado posteriormente no ambiente Rhino como se ilustra na figura 5.7.

**Figura 5.6**  
Digitalização da região de abertura do crânio



**Figura 5.7**  
Recorte da zona de intervenção cirúrgica



A figura 5.8 ilustra a modelação do implante personalizado e adaptado à abertura do crânio. Tendo como referência a curvatura do crânio e a linha da abertura do mesmo, foi possível gerar rapidamente a superfície do implante (figura 5.9) cuja linha de ajustamento deve permitir a sua fixação através de um elemento ligante (cola óssea).

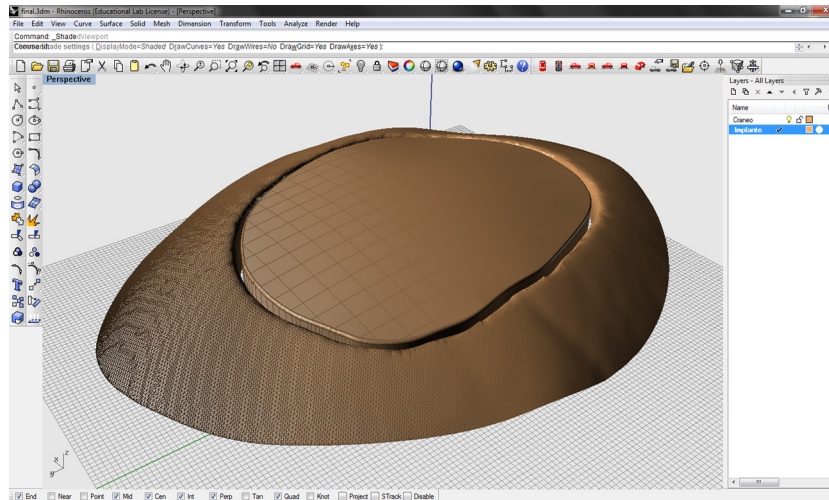


Figura 5.8  
Modelação do implante  
tendo como referência a área  
cirúrgica

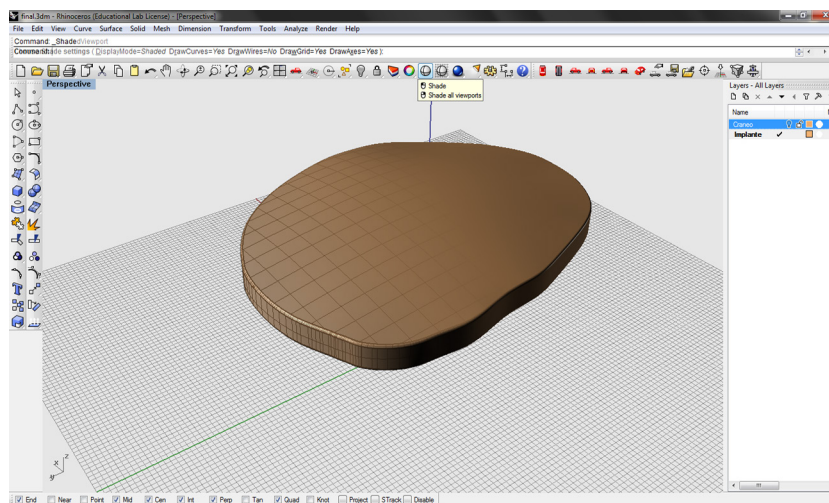


Figura 5.9  
Modelação do implante

### 5.3 Fabrico do Implante

O processo de fabrico do implante assume-se como um dos mais relevantes no que se refere ao tempo total de cirurgia, desde do início até à sua conclusão. O tempo de fabrico do implante deve ser o mínimo possível, pois este corresponde, neste tipo de cirurgia, a um tempo morto. Ao contrário das próteses de anca individualizadas, enquanto se fabrica a haste femoral, a equipa de cirurgia realizada a colocação da componente acetabular, o que faz com que não haja tempos mortos. Na cranioplastia não é possível evitar o tempo morto de fabrico do implante. Contudo, para o fabrico do implante mestre por meio de maquinaria de controlo numérico CNC, este tempo pode ser grandemente minimizado se for previamente fabricado uma pré-forma do implante. Esta pré-forma pode ser modelada com base na informação recolhida através de TAC, RM ou Raio-X. Deve garantir-se que a pré-forma tenha dimensões superiores às finais e que a envolvente geométrica permita a maquinaria final do implante. Deste modo pode-se reduzir drasticamente o tempo de maquinaria e consequentemente o de espera. O implante que seja fabricado numa máquina de comando numérico

implica a transferência do ficheiro digital para máquina. Para minimizar o tempo de maquinagem, será desejável fazer o fabrico do implante numa máquina CNC de alta velocidade. Também aqui torna-se relevante as competências do operador da máquina, que deve ser conhecedor dos mecanismos de maquinagem para otimizar e minimizar os tempos das trajetórias de corte. O material do protótipo de implante deve ser macio, do tipo poliuretano, pois não há a necessidade do uso de material duros como aços ou alumínio que implicam maiores tempos de maquinagem. Normalmente é utilizado um poliuretano de alta densidade (Ureol®), que também permite bom acabamento.

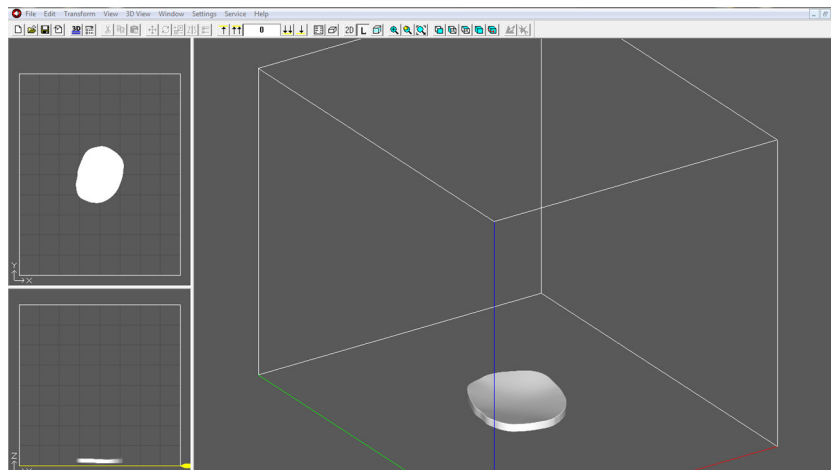
No processo desenvolvido neste projeto, foi utilizada uma impressora 3D da Escola Superior de Artes e Design, uma ZPrint 310 (figura 5.10). Esta escolha foi possível porque as características dimensionais do implante mestre não apresentavam uma elevada dimensão em Z. Esta tecnologia apresenta vantagens porque a máquina lê diretamente o ficheiro STL, evitando a necessidade de “programação” de trajetórias, escolha de ferramentas e movimentos da peça.

**Figura 5.10**  
Impressora 3D  
ZPrint 310  
Zcorp



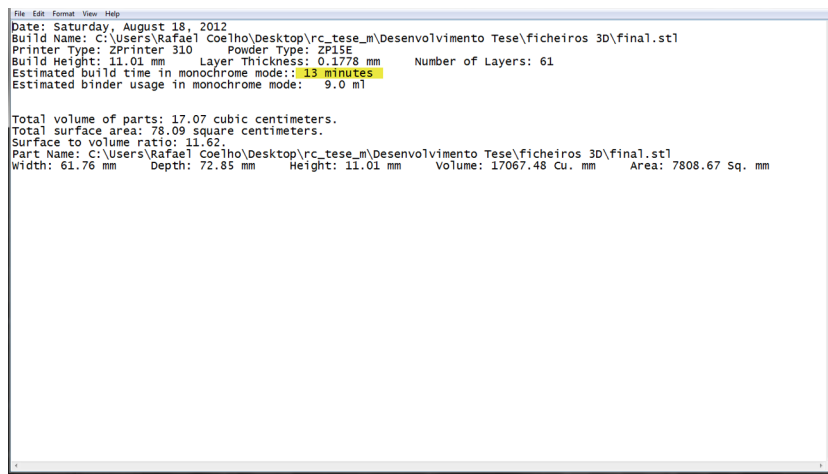
A figura 5.11 ilustra a importação direta do ficheiro STL gerado pelo sistema de CAD. A leitura do ficheiro é imediata e a única acção a realizar, embora facultativa, é centrar a peça no centro da área de trabalho de máquina. Este posicionamento também facilita a posterior remoção da peça.

**Figura 5.11**  
Ficheiro STL no software  
de controlo da ZPrint



De notar que para o bom funcionamento da impressora 3D é necessário o trabalho prévio de preparação da máquina que podem ser realizados com bastante antecedência, exceto o controlo da temperatura ideal (cerca de 38º) da câmara de trabalho que deve ser feito com uma antecedência de quinze minutos.

Na figura 5.12 pode ver-se o tempo estimado de impressão do implante. Treze minutos é o tempo necessário para a impressão 3D. A este tempo deve ser acrescentado mais dois a três minutos para as operações de remoção e limpeza em câmara fechada, utilizando uma pequena pistola de ar comprimido.



**Figura 5.12**  
Relatório de impressão da ZPrint 310

A figura 5.13 ilustra os diversos implantes fabricados. O implante com a designação 1:1 indica o mesmo sem qualquer sobresspessura radial. Os outros indicam a sobresspessura considerada para compensar o efeito de contração que estes cimentos apresentam. Deste modo, foi possível seleccionar o implante que permitiria uma melhor fixação ao crânio considerando um espaçamento de 1mm por banda radial para a colocação do cimento e assim promover a rápida fixação.



**Figura 5.13**  
Implantes mestre fabricados em pó ZP15E da ZCorp

Depois de retirar o implante mestre, fez-se um molde de alginato (figura 5.14) como se ilustra na figura 5.15. O molde foi feito de acordo com a técnica de moldes usados no processo de vácuo à temperatura ambiente, comumente designado por RTV (do inglês *Room Temperature Vacuum*). O molde permitiu o fabrico dos implantes em PMMA, um material bioinerte e utilizado na fixação de implantes ósseos como próteses de anca e do joelho. A figura 5.16 ilustra o tipo de cimento utilizado, Simplex com antibióticos.

Figura 5.14  
Alginato  
Upper-Print  
Upermaxi, sl



Figura 5.15  
Fases do fabrico do molde de alginato

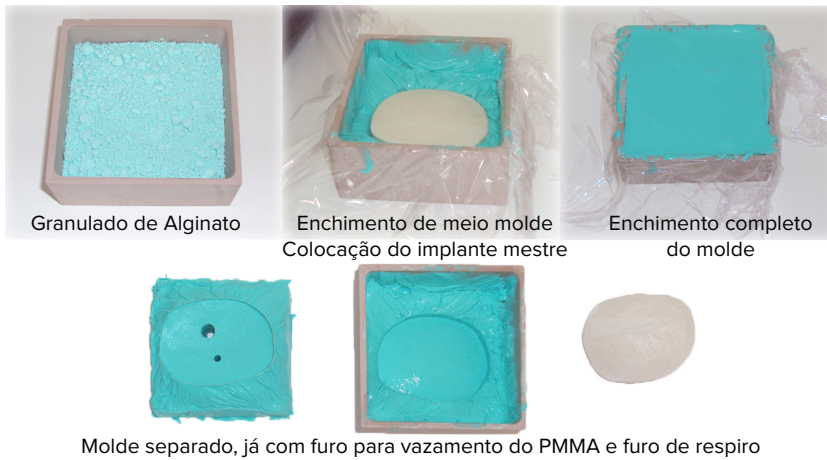
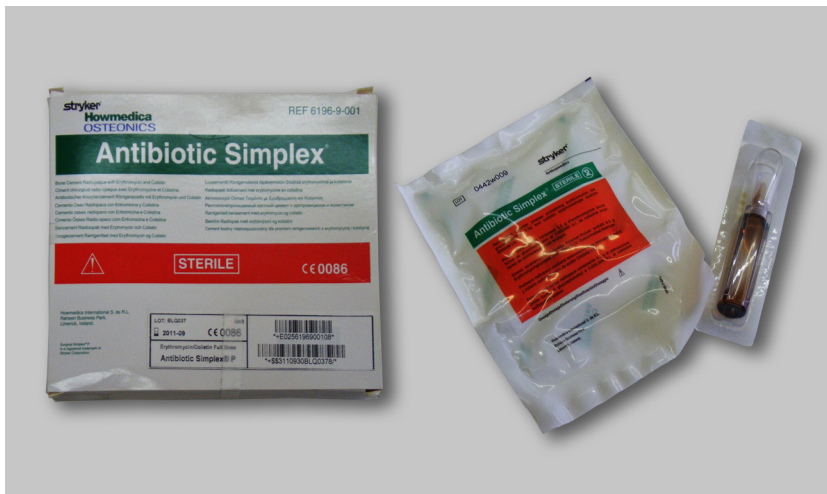


Figura 5.16  
PMMA utilizado no fabrico do implante



O alginato foi o material escolhido, pois trata-se de um material de cura rápida, de contração mínima, muito preciso e suficientemente elástico para permitir uma desmoldagem perfeita.

O processo de produção do implante definitivo demorou 10 minutos, cerca de três minutos para a secagem do alginato, 5 para a cura do PMMA e o restante para manuseamento no fabrico do molde.

Deve referir-se que, para o tipo de implante fabricado, este poderia ter sido maquinado diretamente de um bloco de PMMA. Contudo, tendo como perspectiva alargar a técnica desenvolvida para outro tipo de materiais, menos rígidos como os silicones e fabrico de geometrias finas, foi necessário desenvolver a mesma no âmbito do conceito da produção de ferramentas de fabrico rápido. Só este tipo de ferramentas permite o fabrico de implantes que não são possíveis com recurso à tecnologia de fabrico por arranque de avara. Assim, é possível fabricar o implante num material de elevada rigidez (poliuretanos estruturais, alumínio, aço, etc.) que depois é obtido num material biocompatível de baixa rigidez.

Na figura 5.17 é apresentado o implante PMMA depois de retirado do molde de alginato.



**Figura 5.17**  
Implante protótipo de PMMA

#### 5.4 Colocação do Implante

A aplicação do implante no crânio foi efetuado de acordo com o protocolo cirúrgico, tendo-se para o efeito colocado papel de jornal para simular a massa encefálica (figura 5.18).

Fez-se posteriormente a seleção do implante (figura 5.19) que melhor ajustava à cavidade a preencher, considerando-se a necessidade de um espaço de cerca de 1 mm para a colocação da cola de fixação, como referido anteriormente, foi do mesmo material do implante. A figura 5.20 ilustra o implante colocado no crânio sem acabamento.

**Figura 5.18**  
Simulação física da  
massa encefálica



**Figura 5.19**  
Seleção do implante



**Figura 5.20**  
Implante colocado  
sem acabamento

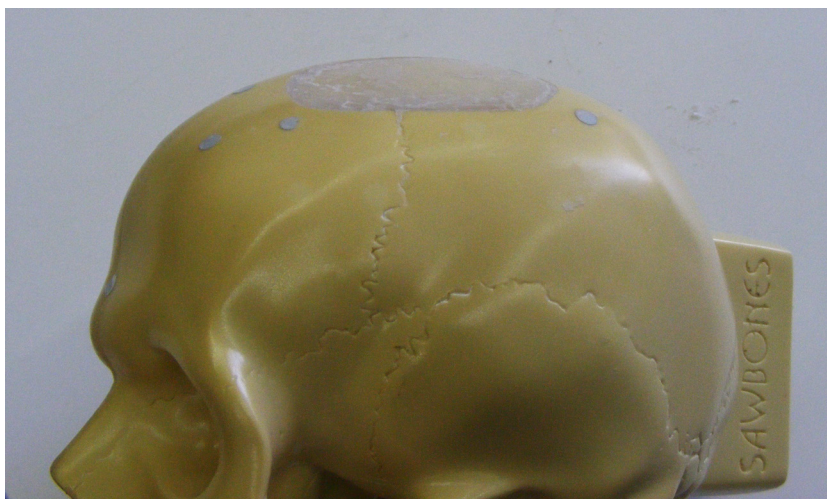


As figuras 5.21 e 5.22 ilustram o implante colocado no crânio, já com acabamento. Na figura 5.22 pode ser verificada a continuidade da superfície do implante, mantendo a curvatura do crânio. Assim, o implante permanece perfeitamente ajustado à geometria, ficando esteticamente imperceptível.





**Figura 5.21**  
Implante colocado  
com acabamento  
(perspetiva)



**Figura 5.22**  
Implante colocado  
com acabamento  
(pormenor)



## 6 - Resultados e Discussão

Os resultados do processo experimental realizado são analisados no que diz respeito ao processo de aquisição de geometria, modelação digital, prototipagem, fabrico de ferramenta rápida e processo de fundição do implante, assim como as suas características geométricas, dimensionais e de textura de superfície.

No que se refere ao processo de aquisição de geometria da zona de intervenção cirúrgica, a identificação da aresta de definição geométrica do implante era a componente mais complexa do mesmo. Após a digitalização foram realizadas diferentes exportações do ficheiro para definir qual o melhor compromisso de resolução. A resolução ideal deve ser a suficiente para descrever a aresta de forma rigorosa, evitando que o excesso de informação possa atrasar o processo de identificação.

Para garantir o sucesso do levantamento de forma devem ainda ser tomados em conta dois fatores: por um lado a colocação estratégica dos alvos e, por outro lado, a qualidade e intensidade e orientação da luz. Prevê-se que numa intervenção *in-vivo* deverá haver particular atenção com o líquido cefalorraquidiano, pois poderá causar reflexos indesejáveis.

O processo de levantamento de forma, em média, não ultrapassa 10 minutos. Este tempo é certamente inferior quando se trata de implantes de menor dimensões e de menor complexidade.

Chegado a este ponto, inicia-se o processo de modelação 3D do implante mestre. Conhecida a aresta limite do implante é necessário garantir a continuidade da superfície. A continuidade e curvatura adequadas garantem uma correta integração do implante no crânio. Para tal é necessário que o modelador conheça a geometria regular de um crânio humano, bem como, através da observação as características particulares do mesmo em questão e sua fisionomia.

O software de modelação utilizado foi o Rhinoceros (Rhino), versão 4.0 SR9, um modelador de superfícies que permite a importação directa do ficheiro resultante do levantamento de forma e ainda trabalhar de uma forma híbrida, ou seja: o ficheiro STL, modelo de polígonos, é importado e a modelação é feita em *NURBS*, não sendo necessário realizar conversões demoradas.

Foi isolada rapidamente a área de intervenção e deu-se início à modelação do implante. O tempo de modelação pode ser influenciado principalmente por dois fatores: a complexidade geométrica do implante e o conhecimento e velocidade de trabalho do utilizador. Outra das vantagens da utilização do Rhino é a facilidade e rapidez com que o software exporta os modelos *NURBS* para a linguagem das máquinas de prototipagem rápida ou CNC. De notar que este software tem exportação directa para a linguagem da ZPrint.

A modelação do implante demorou 8 minutos.

Seleccionada apenas a geometria do implante mestre, procedeu-se à exportação do modelo virtual para o formato nativo da ZPrint. Aberto o ficheiro no software de controlo ZPrint, centrou-se o mesmo na área de impressão, mantendo-o assente no fundo, e foi dada a ordem de impressão. De notar que enquanto se procedeu à modelação do implante mestre a impressora ZPrint foi mantida ligada para que pudesse atingir a temperatura otimizada de funcionamento.

A impressora ZPrint permite dois níveis de resolução de impressão: 0,1 mm ou 0,08 mm por camada. A resolução escolhida foi a menor (0,1 mm) pois resulta num tempo de impressão inferior e o implante mestre fica com um acabamento mais texturado que melhora as características de acabamento superficial no que respeita às propriedades de aderência da cola de fixação.

Quando terminada a impressão 3D, o implante mestre físico foi retirado da câmara de fabrico. O implante mestre é soprado para remover as partículas de pó que o envolvem, isto porque quando a impressão termina o objeto fica envolvido no pó de fabrico. Embora o manuseamento tenha que ser delicado, trata-se de uma operação rápida sem dificuldade de execução. O cuidado necessário no manuseamento da peça deve-se ao facto de não ser respeitado o tempo de secagem recomendado pelo fabricante, isto porque se pretende acelerar o processo de fabrico do implante e porque as características físicas do implante o permitem porque são normalmente espessos.

Para o processo de impressão e limpeza foram necessários 15 minutos.

Dependendo das características do implante, podem ser exploradas outras tecnologias de prototipagem rápida. Para implantes de maiores dimensões, a maquinagem CNC de alta velocidade deve ser um processo a ter em conta.

Para o fabrico do implante foi utilizada a técnica rápida de moldes de silicone adaptada ao material utilizado, o alginato. O alginato foi preparado minutos antes enquanto se procedia à limpeza do implante mestre. Assim, cerca do metade da caixa do molde foi preenchida com alginato, colocou-se o implante mestre no centro e em seguida preencheu-se o restante. Para a mistura manual (alginato+água) foi necessário um tempo de secagem inferior a 3 minutos.

Depois de seccionado o molde, sensivelmente a meio (a linha de separação depende da geometria do implante mestre), foram efetuados dois furos na parte superior, um de enchimento e outro de saída de ar.

O silicone foi substituído pelo alginato porque tem a vantagem de ter um tempo de cura muito reduzido e mantém as propriedades desejáveis do silicone, permitindo obter formas com a geometria e dimensões corretas.

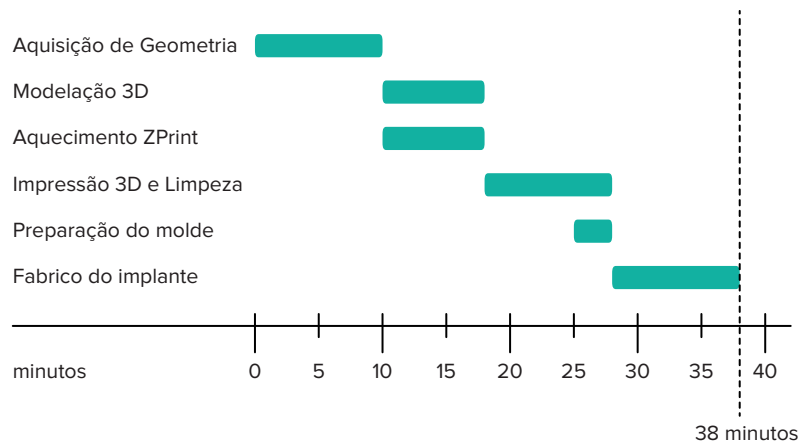
Em seguida, foi vazado para o molde o PMMA. Este material é de preparação rápida e com um tempo de cura reduzido. Como efeito secundário verificou-se que, no processo de cura, o PMMA aumentou significativamente a sua temperatura.

Foram realizadas diferentes experiências com diferentes sobresspessuras radiais do implante mestre para verificar as possíveis diferenças de comportamento. O resultado mais satisfatório foi quando se utilizou o implante mestre à escala real. A contração natural do alginato provoca uma redução por banda aproximada de um milímetro, ideal para a aplicação da cola de fixação.

O fabrico do implante, pelo processo de fabrico moldes rápidos demorou 10 minutos.

A tabela 6.1 ilustra os tempos de cada uma das fases de procedimento. Para o implante fabricado, o tempo total foi de 38 minutos, que é compatível para este tipo de cirurgia..

**Tabela 6.1**  
Tempos parciais e  
tempo total de fabrico



## 7 - Conclusões e Futuros Desenvolvimentos

O desenvolvimento da técnica de fabrico intraoperativo de implantes individualizados carece de ensaios *in vivo* e de aplicação em situações cirúrgicas de maior complexidade. De facto, a situação cirúrgica simulada para desenvolver a técnica é de dificuldade reduzida e os materiais em situação *in vivo* apresentarão, certamente, problemas de outra ordem difíceis de antecipar neste estudo. A título de exemplo, pode referir-se a fase de digitalização da zona óssea afetada. Numa situação real, prevê-se alguma dificuldade na fase de levantamento da geometria desta parte do crânio. A colagem dos marcadores poderá constituir em si um problema na aplicação da técnica.

Os futuros desenvolvimentos deste estudo passam por aferir a técnica numa situação *in vivo*, nomeadamente num estudo animal, assim como validar a mesma noutras situações cirúrgicas mais complexas.





## 8 - Referências Bibliográficas

- [1] – Yacubian-Fernandes, A., Laronga, P. R., Coelho, R. A., Ducati, L. G., Silva, M. V., 2004, “Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato”, *arq Neuropsiquiatr*, 62 (3-B), pp. 865-868.
- [2] – Costantino, P. D., Friedman, C. D., Jones, K., Chow, L. C., Sisson, G. A., 1992, “Experimental hydroxyapatite cement cranioplasty”, *Plastic and Reconstructive Surgery*, 90(2), pp. 174-185.
- [3] – Manson, P. N., Crawlwy, W. A., Hoopes, J. E., 1986, “Frontal cranioplasty: risk factors and choice of cranial vault reconstructive material”, *Plastic and Reconstructive Surgery*, 77(6), pp. 888-904.
- [4] – Sanan, A., Haines, S. J., 1997, “Repairing holes in the head: A history of cranioplasty”, *Neurosurgery*, 40(3), pp. 588-603.
- [5] – Gladstone, H. B., McDermott, M. W., Cooke, D. D., 1995, “Implants for cranioplasty”, *Otolaryngologic Clinics of North America*, 28(2), pp. 381-400.
- [6] – Moreira-Gonzalez, A., Jackson, I. T., Mmiyawaki, T., Barakat, K., Dinick, V., 2003, “Clinical outcome in cranioplasty: critical review in long-term follow-up”, *Journal of Craniofacial Surgery*, 14(2), pp. 144-153.
- [7] – Blum, K. S., Schneider, S. J., Rosenthal, A. D., 1997, “Methyl Metacrylate Cranioplasty in children: Long-term results”, *Pediatr Neurosurg*, 26, pp. 33-35.
- [8] – D’Urso, P. S., Effeney, D. J., Earwaker, W. J., Barker, T. M., Redmond, M. J., Thompson, R. G., Francis, H. T., 2000, “Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic”, *British Journal of Plastic Surgery*, 53(3), pp. 200-204.

- [9] –Dujovny, M., Aviles, A., Agner, C., Fernandez, P., Charbel, F. T., 1997, “Cranioplasty: cosmetic or therapeutic?”, *Surgical Neurology*, 47(3), pp. 238-241.
- [10] – Ducic, Y., 2002, “Titanium mesh and hydroxyapatite cement cranioplasty: a review of 20 cases”, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 60(3), pp. 272-276.
- [11] – Hieu, L. C., Bohez, E., Sloten J. V., Phien, H. N., Vatcharaporn, E., An, P. V., Oris, P., 1995, “Design for medical rapid prototyping of cranioplasty implants”, *Rapid Prototyping Journal*, 9(3), pp. 175 – 186.
- [12] – Hieu, L. C., Zlatov, N., Sloten J. V., Bohez, E., Khanh, E., Binh, P. H., Oris, P., Toshev, Y., 2005, “Medical rapid prototyping applications and methods”, *Assembly Automation*, 25(4), pp. 284-292.
- [13] – Muller, A., Krishnan, K., Ederhard, U., Gerson. M., 2003, “The application of rapid prototyping techniques in cranial reconstruction and preoperative planning in neurosurgery”, *Journal of Craniofacial Surgery*, 14(6), pp. 899-914.
- [14] – Winder, J., 1999, “Medical rapid prototyping and 3D CT in the manufacture of custom made cranial titanium plates”, *Journal of Medical Engineering and Technology*, 23(1), pp. 26-28.
- [15] – Yang, S., Leong, K. F., Du, Z., Chau, C. K., 2002, “The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part II. Rapid prototyping techniques”, *Tissue Engineering*, 8(1), pp. 1-11.
- [16] – Winder, J., Bibb, R., 2005, “Medical rapid prototyping technologies: State of art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery”, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(7), pp. 1006-1015.
- [17] – Singare, S., Dichen, L., Bingheng, L., Zhenyu, G., Yaxiong, L., 1995, “Customized design and manufacturing of chin implant based”, *Rapid Prototyping Journal*, 11(2), pp. 113 – 118.
- [18] – Singare, S. Lian, Q., Wang, W. P., Wang, J., Dichen, L., Bingheng, L., 2009, “Rapid proto-typing assisted planning and custom implant design”, *Rapid Prototyping Journal*, 1, pp. 19 – 23.
- [19] – Peltola, S. M., Melchels, F., Grijpma, D. W., Kellmaki, M., 2008, 2<sup>a</sup> review of rapid prototyping techniques for tissue engineering purposes”, *Annals of Medicine*, 40(4), pp. 268-280.

- [20] – Singare, S., Yaxiong, L., Dichen, L., Bingheng, L., Sanhu, H., Gang, L., 2006 “Fabrication of customised maxillo-facial prosthesis using computer-aided design and rapid prototyping techniques”, *Rapid Prototyping Journal*, 12(4), pp. 206-213.
- [21] – Solaro, P., Pierangeli, E., Pizzoni, C., Boffi, P., Scalese, G., 2008, “From computational tomography data processing to rapid manufacturing of custom-made prostheses for cranio-plasty”, *Journal of Neurosurgical Sciences*, 52(4), pp. 113-116.
- [22] – Gopakumar, S., 2006 “RP in medicine: a case study in cranial reconstructive surgery”, *Rapid Prototyping Journal*, 10(3), pp. 207-211.
- [23] – Chang, C. C., Lin, C. C., Lo, L. J., Chen, Y. R., 2002, “Custom implant design for patients with cranial defects”, *Engineering in Medicine and Biology*, 21(2), pp. 38-44.
- [24] – Heissler, E., Fischer, F. S., Boiouri, S., Lehrmann, T., Mathar, W., Gebhardt, A., Lanksch, W., Bier, J., 2006, “Custom-made cast titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects”, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 27(5), pp. 334-338.
- [25] – Hieu, L. C., Bohez, E., Vander Sloten, J., Oris, P., Phien, H. N., Vatcharaporn, E., Binh, P. H., 2002, *Technology and Health Care*, 10(5), pp. 413-423.
- [26] – Maravelakis, E., David, K., Antoniadis, A., Manios, A., Bilalis, N., Papaharilaou, Y., 2008, “Reverse engineering techniques for cranio-plasty: a case study”, *Journal of Medical Engineering and Technology*, 32(2), pp. 115-121.
- [27] – Seitz, H., Tille, C., Irsen, S., Bermes, G., Sader, R., Zeilhofer, H-F., 2004, “Rapid prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation”, *International Congress Series*, 1268, pp. 567-572.
- [28] – Saringer, W., Huhmann, N., Knosp, E., 2002, “Cranioplasty with individual carbon fiber reinforced polymer (CFRP) medical grade implants based on CAD/CAM technique”, *Acta Neurochirurgica*, 144(11), pp. 1193-1203.
- [29] – Chen, J. J., Liu, W., Li, M. Z., Wang, C. T., 2006, “Digital manufacture of titanium prosthesis for cranioplasty”, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 27(11), pp. 1148-1152.

- [30] – Rotaru, H., Baciut, M., Stan, H., Bran, S., Chezan, H., Iosif, A., Tomescu, M., Kim, S. G., Rotaru, A., Baciut, G., 2006, “Silicone rubber mould cast polyethylmethacrylate-hydroxyapatite plate used for repairing a large skull defect”, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34(4), pp. 242-246.
- [31] – Truscott, M., Beer, D., Vicatos, G., Hosking, K., Barnard, L., Booyesen, G., Campbell, R. I., 2007, “Using RP to promote collaborative design of customised medical implants”, *Rapid Pro-otyping Journal*, 13(2), pp. 107-114.
- [32] – TruscottSanghera, B., Naique, S., Papaharilaou, Y., Amis, A., 1995, “Preliminary study of rapid prototype medical models”, *Rapid Prototyping Journal*, 7(5), pp. 275-284.
- [33] – Barry, E., 2005, “Biomechanical testing of alloplastic PMMA cranioplasty materials”, *Journal of Cranioplasty Surgery*, 16(1), pp. 140-143.
- [34] – Hieu, L. C., Bohez, E., Vander Sloten, J., Phien, H. N., Esichaikul, V., Binh, P. H., An, P. V., To, N. C., Oris, P., 2002, “Design and manufacturing of personalized implants and standardized templates for cranioplasty applications”, *Industrial Technology*, 2, pp. 1025-1030.
- [35] – Hieu, L. C., Bohez, E., Vander Sloten, J., Bohez, E., Phien, H. N., Vatcharaporn, E., An, P. V., To, N. C., Binh, P. H., 2004, *Technology and Health Care*, 12(3), pp. 281-292.
- [36] – Bibb, R., Winder, J., 2010, “A review of the issues surrounding three-dimensional computed tomography for medical modelling using rapid prototyping techniques”, *Radiography*, 18(1), pp. 78-83.
- [37] – Rish, B. L., Dillon, J. D., Meierowsky, A. M., Caveness, W. F., Mohr, J. P., Kistler, J. P., Weiss, G. H., 1979, “Cranioplasty: A review of 1030 cases of penetrating head injury”, *Neuro-surgery*, 4(5), pp. 381-385.
- [38] – <http://en.wikipedia.org/wiki/Cranioplasty> [consultado em 7 de Agosto de 2012].
- [39] – <http://www.neurocirurgia.com> [consultado em 7 de Agosto de 2012].
- [40] - Ingle, K. A., 1994, “Reverse Engineering”, McGraw-Hill.
- [41] – Relvas, C., Ramos, A., Mota, L., Simões, J. A., 2012, LIVRO

[42] - Relvas, C., Ramos, A., Completo, A., Simões, J. A., 2011, “Accuracy control of complex surfaces in reverse engineering process”, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 12(6), pp. 1035-1042.

[43] - Relvas, C., Rodrigues, J., Ramos, A., Completo, A., Simões, J., 2010, “A influência da resolução do STL na qualidade de modelos anatómicos obtidos por processos de prototipagem rápida”, 8º Congresso Nacional de Mecânica Experimental, G.Vasconcelos, P. B. Lourenço, J.O. Barros, F. S. Silva (eds.), 21 a 23 de Abril, Universidade do Minho, Guimarães, pp. 95-96.

[44] - Relvas, C. , Ramos, A. , Completo, A. and Simões, J. A., 2011, “The influence of data shape acquisition process and geometric accuracy of the mandible for numerical simulation”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(8), pp. 721–728.

[45] – Simões, J. A., 2007, “Prototipagem Rápida”, Capítulo de sebeta de Concepção e Fabrico Assistidos por Computador, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro.

