Desenvolvimento do processo de produção de próteses em ligas de Titânio

INEGI – Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

Bruno Adão da Silva Rocha

Relatório do Projecto Final / Dissertação do MIEM

Orientador no INEGI: Eng. Rui Jorge de Lemos Neto

Orientador na FEUP: Doutora Teresa Margarida Guerra Pereira Duarte

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Julho de 2010

Resumo

O aumento da esperança de vida tem vindo a assumir-se como a principal causa de patologias que promovem a necessidade de intervenções cirúrgicas que exigem a utilização de próteses. Como as próteses, raramente são feitas à medida do paciente, isto obriga a intervenções cirúrgicas de revisão complexas e frequentes. Assim sendo, é crescente o interesse em desenvolver próteses personalizadas que ofereçam maior qualidade de vida ao doente.

Uma metodologia aceite como sendo adequada para fabricar próteses à medida do paciente num espaço de alguns dias consiste em: adquirir imagens médicas bidimensionais por TAC (Tomografia Axial Computorizada) ou RMN (Ressonância Magnética Nuclear); transformar as imagens médicas em modelos virtuais tridimensionais; modelar a prótese virtual e os sistemas de fixação em CAD 3D; fabricar o modelo (da prótese e sistemas de fixação) por tecnologias de prototipagem rápida; fabricar moldações cerâmicas quimicamente inertes; fabricar as próteses em ligas metálicas biocompatíveis (ligas de Cobalto-Crómio, Titânio e suas ligas e alguns aços inoxidáveis) pelo processo de fundição de precisão por modelos perdidos.

Este trabalho surge na sequência de vários estudos desenvolvidos na produção de componentes fundidos em ligas de titânio para as diferentes aplicações, e também devido a uma orientação estratégica do INEGI de aumentar as suas competências na área médica, nomeadamente produção de próteses à medida do paciente.

A metodologia aplicada, partindo do principio que seria a ideal, para a produção de próteses à medida do paciente num curto espaço de tempo (alguns dias), consistiu em: adquirir imagens médicas bidimensionais por TAC ou RMN; transformar as imagens médicas em modelos virtuais tridimensionais; modelar a prótese virtual em CAD 3D; fabricar o modelo da prótese por tecnologias de prototipagem rápida, estereolitografia; fabricar moldações cerâmicas quimicamente inertes; e fundir as próteses em liga metálica biocompatível pelo processo de fundição de precisão por modelos perdidos.

Inicialmente procedeu-se a uma pesquisa intensiva de potenciais *softwares* para biomodelações de imagens médicas e modelações de ficheiros em STL. Compararam-se os softwares "*open source*" - *Invesalius*, *Blender* e *Devide* - e os softwares comprados à Materialize pelo INEGI (*MIMICs* e 3-*Matic*).

Seguidamente realizaram-se testes para avaliar as potencialidades dos *softwares* "*open souce*" encontrados e os *softwares* comprados, utilizado imagens médicas de um crânio disponível pelo *Portal do Software Público Brasileiro,* um crânio disponível para estudo no INEGI e imagens e ficheiros fornecidos gentilmente pela empresa *Grupo Vangest* da *Materialise*.

Após obtenção dos modelos tridimensionais em STL projectaram-se as diferentes próteses mediante operações de espelho e subtracção boleana, junção de partes, bem como alguns elementos de fixação das próteses ao osso. Em algumas próteses o meio de fixação será feito através de placas e parafusos comprados pelo INEGI à *Biomet*.

Os modelos dos crânios e as próteses foram fabricados por processos de prototipagem rápida, no modo convencional de estereolitografia. Em seguida fabricaram-se os moldes em silicone para injecção de ceras. Lateralmente aos objectivos do projecto fizeram-se alguns exercícios de fabricação de próteses de tecidos moles em silicone, uma orelha, usando parcialmente algumas das metodologias testadas neste trabalho.

Para o fabrico das moldações cerâmicas, foram utilizados cerâmicos e ligantes inertes na presença do titânio, resultados dos constantes desenvolvimentos e que têm sido levados a cabo no INEGI para vazamento de ligas metálicas biocompativeis.

Finalmente, realizaram-se diversos testes de fusão com ligas titânio, tendo sido possível avaliar a questão do enchimento de peças de espessuras a variarem entre $1mm$, $1{,}5mm$ e $2mm$.

Development of the Production Process of Prostheses in Titanium Alloys

Abstract

The increase of life expectancy has been assumed as the main cause of diseases that promote the need for surgeries that require the use of prostheses. Because the prostheses are rarely tailored to the patient, this requires surgical revision complex and frequent. For this reason the interest in developing custom prostheses that offer higher quality of life for patients is growing.

A methodology accepted as suitable for manufacturing prostheses as the patient within a few days is: dimensional medical images by CT (Computerized Axial Tomography) or MRI (Magnetic Resonance Imaging), turn medical images in three-dimensional virtual models, modeling the virtual prosthesis and fixation systems in 3D CAD, making the model (the prosthesis and fixation systems) technology for rapid prototyping, manufacture chemically inert ceramic molds, making the prosthesis biocompatible metal alloy (cobalt-chromium alloys, titanium and its alloys and some stainless steels) by the process of investment casting.

This thesis reports several studies in the production of cast components in titanium alloys for different applications, and also due to the strategic orientation of INEGI to increase their skills in the medical field, including production of prostheses as the patient.

The methodology applied, hoping that would be ideal for the production of prostheses as the patients needs in a short time (several days), consisted of: two-dimensional medical images acquired by CT or MRI, to transform the medical images on virtual models three-dimensional, virtual model the prosthesis 3D CAD; manufacture the design of the prosthesis by technologies of rapid prototyping, manufacturing ceramic molds chemically inert, and merge the prosthesis biocompatible metal alloy by investment casting.

Initially we proceeded to an intensive search for potential software for medical imaging and modeling of STL files. Software "open source" - InVesalius, Blender and Divide - and the software purchased by INEGI to Materialize (Mimics and 3-Matic) were considered.

Then tests were conduct to evaluate the potential of software "open souce" found and purchased the software, used medical images of a skull available by the Brazilian Government, a skull available for study at INEGI, pictures and files kindly provided by the company's Group Vangest Materialise.

After obtaining 3D models in STL is projected through the different prosthesis operations mirror and Boolean subtraction, join parties and some elements of prosthesis fixation to bone. In some implants the means of attachment shall be done by plates and screws purchased by INEGI to Biomet.

The models of the skulls and dentures were fabricated by rapid prototyping processes. Then be fabricated into silicon molds for wax injection. Parallel to the project objectives, lighter exercise was made like making soft tissue implants in silicon, an ear, using some of the methodologies tested in this report.

For the manufacture of ceramic molds were used ceramic and inert glues in the presence of titanium, constant developments and results that have been carried on by INEGI for casting biocompatible alloys.

Finally, there were several tests of fusion with titanium alloys, it was possible to report the issue of molud-filling of parts with thickness varying between $1mm$, $1.5mm$ and $2mm$.

Agradecimentos

Ao Eng. Rui Neto, orientador deste trabalho no INEGI, o meu reconhecimento agradecimento pela confiança depositada em mim, pelos constantes ensinamentos que me proporcionou, e principalmente pela imposição da minha autonomia e iniciativa.

À Professora Doutora Teresa Duarte, orientadora deste trabalho na FEUP, o agradecimento pela disponibilidade constante, conselhos, e pelo incentivo que sempre me concedeu.

Aos colegas do INEGI/CETECOFF (Ricardo Paiva, Sertório Lares, Fernando Moreira, Bártolo Paiva, Shenghua Wu, Aida Costa e Maria do Carmo) que, directa ou indirectamente, auxiliaram a minha tarefa. Um agradecimento especial ao Rui Felix e Bruno Rodrigues pela ajuda preciosa na compreensão das evoluções das cerâmicas e vazamentos das ligas. Quero agradecer especialmente ao Ricardo Pereira pelo incentivo, apoio nas dificuldades encontradas no decorrer deste trabalho, ao Filipe Ferreira pela ajuda na produção dos modelos em ceras e companheirismo, e ao Nuno Azevedo e Társis Barbosa na produção das carapaças cerâmicas.

Ao Eng. Ricardo Gaspar, formador dos softwares comprados pelo INEGI à empresa *Grupo Vangest* da *Materialise*, pela constante disponibilidade de ajuda em solucionar problemas encontrados durante a modelação das futuras próteses e arquivos cedidos para testes de software.

Aos meus amigos Cristina Antunes, Mariana Seabra, Miguel Bastos e Pedro Silva, pelo companheirismo, incentivo, e pela troca de ideias durante todo o trabalho.

Aos meus pais, agradeço do fundo do coração todo o apoio, carinho e incentivo que me transmitiram.

Lista de siglas e abreviaturas

$AG°$	Energia livre de formação dos elementos/compostos
ABS	Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno
Al	Alumínio
ASTM	*American Society for Testing and Materials*
C	Carbono
CAD	*Camputer-Aided Design*
CAM	*Computer-Aided Manufacturing*
CETECOFF	Unidade de Funfição e Novas Tecnologias
Co	Cobalto
$CoCr$	Cobalto-Crómio
$CoCrMo$	Cobalto-Crómio-Molibdénio
Cr	Crómio
Cu	Cobre
DICOM	Digital Imaging Communication in Medicine
DIU	Dispositivo intra-uterino
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
EBM	Electron Beam Melting
FDM	Modelação por extrusão de plástico (*Fused Deposition Modeling*)
Fe	Ferro
HIP	Hot Isostatic Pressing
INEGI	Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial
LOM	Fabrico de objectos por camadas (*Layer Object Manufacturing*)
Mn	Manganês
Mo	Molibdénio
Nb	Nióbio
Ni	Níquel
P	Fósforo
PIB	Produto interno bruto
PMMA	Polimetacrilato de metilo
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
S	Enxofre
Si	Silício
SL	Estereolitografia (*stereolitography*)
SLS	Sinterização selectiva por laser
Sn	Estanho

STL	*Standard Template Library*
Ta	Tântalo
TAC	Tomografia Axial Computorizada
TDP	Impressão tridimensional (*Tridimensional Printing*)
Ti	Titânio
TDP	Tripropileno glicol metil éter
V	Vanádio
VCM	Vaccum cast moulding
W	Tungsténio
Zr	Zircónio

Índice

Capítulo 1 1
1. Introdução 1
1ªParte – Pesquisa Bibliográfica 3
Capítulo 2 5
2. Biomateriais 5
2.1. Evolução dos biomateriais 5
2.2. Necessidade de próteses e implantes 6
2.3. Mercado dos Biomateriais 8
2.4. Principais aplicações dos Biomateriais 11
Capitulo 3 21
3. Biomateriais Metálicos 21
3.1. Principais requisitos das ligas metálicas biocompativeis 21
3.2. Principais ligas metálicas biocompativeis 23
3.2.1. Ligas de $CoCr$ 23
3.2.2. Aços Inoxidáveis 24
3.2.3. Titânio e ligas titânio 25
3.2.4. Comparação das principais propriedades das diferentes ligas metálicas biocompativeis 27
3.3. Perspectivas de futuro dos materiais metálicos 29
Capitulo 4 31
4. Aquisição de imagens médicas e biomodelação 31
4.1. Principais métodos de aquisição de imagens médicas 34
4.1.1. Tomografia axial computorizada (TAC) 36
4.1.2. Ressonância magnética nuclear (RMN) 38
4.2. *Softwares* para processamento de imagens médicas 40
4.3. Biomodelação de próteses a partir de ficheiros em STL 43
Capitulo 5 45
5. Prototipagem Rápida 45
5.1. Principais processos de prototipagem rápida 47
5.1.1. Estereolitografia 47
5.1.2. Sinterização selectiva por laser (SLS) 49
5.1.3. Impressão tridimensional (TDP) 49

5.1.4. Modelação por extrusão de plástico (FDM) ... 50
5.2. Características, vantagens e desvantagens dos processos de prototipagem rápida ... 50
5.3. Principais processos de fabrico directo de protótipos ... 51
5.4. Duplicação de modelos através de moldes em silicone ... 52
Capitulo 6 ... 53
6. Fundição de Precisão ... 53
6.1. Carapaças cerâmicas ... 54
6.1.1. Requisitos no fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas ... 55
6.1.2. Formação de $\boldsymbol{\alpha - case}$ ... 55
6.1.3. Materiais Cerâmicos ... 56
6.1.4. Ligantes ... 61
6.1.5. Estabilização da barbotina ... 62
6.2. Processo de fusão ... 63
2ªParte – Trabalho Experimental ... 67
Capitulo 7 ... 69
7. Aquisição de dados médicos e sua preparação para produção de próteses ... 69
7.1. Aquisição de imagens médicas ... 69
7.2. Reconstrução tridimensional dos exames médicos com a utilização dos *softwares* dedicados ... 71
7.3. Vantagens e desvantagens ... 82
7.4. Modelação das futuras próteses ... 83
7.4.1. Plano de simetria ... 87
7.4.2. Projecto de uma estrutura semelhante à da fractura em causa ... 88
7.5. Resultados ... 90
7.6. Projecto de uma prótese em silicone ... 94
CAPITULO 8 ... 97
8. Fabrico de modelos das próteses ... 97
8.1. Modelos em estereolitografia ... 97
8.2. Fabrico dos moldes em silicone ... 101
8.2.1. Produção da orelha em silicone ... 105
8.3. Obtenção dos modelos em cera das próteses ... 106
CAPITULO 9 ... 109
9. Fabrico de carapaças e cadinhos cerâmicos ... 109
9.1. Sistemas cerâmicos para moldações e cadinhos ... 109
9.1.1. Barbotinas de contacto *facecoat* e de engrossamento *backup* ... 109
9.1.2. Refractários para polvilhamento “stuccos” ... 112
9.2. Procedimento geral usado para fabrico das carapaças ... 113

9.3. Discussão dos resultados 121
CAPITULO 10 123
10. Vazamentos e ensaios dos modelos das próteses obtidas 123
10.1. Liga biocompativel: ligas de titânio 123
10.2. Equipamento: Forno eléctrico de fusão por indução com cadinho cerâmico 123
10.3. Ensaios de fusão e vazamento 124
10.4. Resultados obtidos 127
10.5. Caracterização das peças obtidas 128
10.6. Montagem das próteses no modelo obtido por prototipagem rápida 129
CAPITULO 11 131
11. Conclusões 131
11.1. Conclusões gerais 131
11.2. Conclusões específicas 132
Capitulo 12 135
12. Proposta de trabalhos futuros 135
Bibliografia 137

Capítulo 1

1. Introdução

Este projecto surgiu após os constantes desenvolvimentos de estudos de componentes fundidos em ligas de titânio no INEGI, com intuito de proporcionar a este uma orientação estratégica de aumentar as suas competências na área médica. Procede-se a um desenvolvimento de uma metodologia de fabrico de próteses e podem ser traumatológicos metálicos através do processo de fundição de precisão por cera perdida utilizando carapaças cerâmicas de baixa reactividade química, desenvolvidas no INEGI, a partir de modelos obtidos por prototipagem rápida e/ou tecnologias de conversão de modelos, para vazamento de ligas metálica biocompatíveis.

Dada a existência de meios de diagnóstico na medicina que permitem recolher imagens (TAC – Tomografia Axial Computorizada ou RMN – Ressonância Magnética Nuclear) e transformá-las em modelos CAD 3D é possível programar com grande fiabilidade intervenções cirúrgicas e preparar atempadamente próteses e implantes das zonas danificadas. Estas tecnologias associadas à prototipagem rápida são uma mais-valia que deve cada vez mais ser desenvolvida e utilizada. Neste projecto pretende-se seleccionar, a partir de imagens reais, partes para produção de próteses e implantes à medida do paciente (*costumized*) recorrendo a softwares disponíveis, nomeadamente softwares "open source" e softwares comprados pelo INEGI. Para isso será necessário utilizar técnicas de CAD 3D em imagens obtidas proporcionando uma comparação dos potenciais *softwares* "*open souce*" seleccionados (*Invesalius, Devide e Blender*) e os softwares comprados (*MIMICS* e *3-Matic*), para o caso de estudo, dando assim a possibilidade de melhor se conhecerem os recursos existentes na área da biomodelação.

O fabrico dos modelos será realizado recorrendo às tecnologias de prototipagem rápida disponíveis no INEGI-CETECOFF (Unidade de Fundição e Novas Tecnologias), nomeadamente, estereolitografia. No fabrico de carapaças cerâmicas para o vazamento da liga reactiva de titânio, serão utilizados ligantes e materiais cerâmicos desenvolvidos resultantes dos constantes estudos realizados no INEGI, que deverão ser quimicamente estáveis (não reagem com os metais nelas vazadas), suficientemente refractárias e apresentar propriedades mecânicas elevadas. A tecnologia de produção de carapaças cerâmicas desenvolvida associada a uma unidade de fusão em atmosfera controlada, permitirá, após todo o desenvolvimento da tecnologia de vazamento para as ligas reactivas, obter protótipos/peças com adequadas propriedades metalúrgicas. A caracterização dos produtos obtidos será realizada utilizando a técnica de observação microscópica e á determinação de propriedades mecânicas.

Perante os objectivos propostos e os meios necessários para os atingir, optou-se por abordar o problema da seguinte forma:

1ª Parte – Revisão bibliográfica:

- Biomateriais;
- Biomateriais metálicos;
- Aquisição de imagens médicas e biomodelação;
- Prototipagem rápida;
- Fundição de precisão.

2ª Parte – Desenvolvimento experimental:

- Aquisição de imagens médicas e sua preparação para produção de próteses
- Fabrico de modelos em prototipagem rápida e desenvolvimento de moldes para injecção de ceras
- Matérias - Primas
- Fabrico de carapaças e cadinhos
- Ensaios de fusão e vazamento

Alguns aspectos serão abordados de forma superficial de forma tornar viável a execução total do projecto dando especial enfoque na parte de biomodelação de imagens médicas e modelação de próteses à medida do paciente.

1ªParte – Pesquisa Bibliográfica

Capítulo 2

2. Biomateriais

Os biomateriais são materiais metálicos, cerâmicos, poliméricos ou compósitos, destinados a funcionar adequadamente num bio-ambiente. São utilizados para o fabrico de estruturas ou implantes e para substituir ou reparar estruturas perdidas, tecidos doentes ou danificados e órgãos "doentes" [Paital, Dahotre, 2009; Webster, John G., 2006].

O campo dos biomateriais ganhou o devido reconhecimento após a primeira reunião realizada sobre este assunto, na Universidade de Clemson, Carolina do Sul em 1969 [Paital, Dahotre, 2009].

Em 1974, como pedido de resposta da Organização Mundial da Saúde (OMS), o termo biomaterial foi definido como uma "substância sistémica e farmacologicamente inerte concebida para implantação ou incorporação em tecidos vivos". Em 1983, os biomateriais foram considerados como "qualquer substância (outra que não um medicamento) ou combinação de substâncias, sintéticas ou naturais na sua origem, que possam ser usadas por qualquer período de tempo como um todo ou como parte de um sistema que trata, aumenta, ou substitui qualquer tecido, órgão ou função do corpo" [Webster, 2006].

2.1. Evolução dos biomateriais

Inicialmente os procedimentos cirúrgicos com aplicação de biomateriais não tinham grande sucesso, visto que estes provocavam infecções após a cirurgia. A descoberta de uma técnica cirúrgica asséptica, desenvolvida pelo Dr. Joseph Lister nos anos 60, provocam o ponto de viragem na utilização dos biomateriais [Park, Bronzino, 2003].

Os primeiros casos de grande sucesso de aplicações cirúrgicas de implantes ortopédicos estavam relacionados com correcções do sistema esquelético. Estas correcções consistiam na aplicação de placas de fixação de fracturas ósseas, mas dado a deficiências do projecto mecânico, estas placas partiam muito facilmente devido à sua espessura (muito finas) e geometria plana (apresentavam vértices demasiados vincados, o que favorece a concentração de tensões). Da mesma forma, a utilização de materiais como aço ao vanádio, seleccionado pelas suas boas propriedades mecânicas, tinha consequências opostas às desejadas, visto que era rapidamente corroído provocando posteriormente efeitos adversos sobre os processos de cura [Park, Bronzino, 2003].

No entanto nos anos 30, com a introdução dos aços inoxidáveis e das ligas Cobalto-Cromio (CoCr), verificou-se que havia um aumento de casos de sucesso de fixação de fracturas, o que permitiu dar início às primeiras intervenções de substituição de articulações [Park, Bronzino, 2003].

A utilização de polímeros surgiu na sequência de Harold Ridley ter verificado no final de 1940 que quando os pilotos de avião da II Guerra Mundial eram feridos por fragmentos de plástico (polimetacrilato de metilo – PMMA) da aeronave, não sofriam efeitos adversos da presença destes fragmentos no corpo [Webster, John G., 2006]. Isso levou o PMMA a ser a utilizado na substituição da córnea e na substituição de zonas danificadas do crânio.

Após diversos avanços ao nível dos materiais e das técnicas cirúrgicas, iniciaram-se por volta da década de 50 as primeiras substituições de vasos sanguíneos (com um tecido que veio a dar origem ao Gore-tex) e de válvulas cardíacas [Park, Bronzino, 2003].

Na tabela seguinte (Tabela 2-1) estão descritos cronologicamente alguns dos mais importantes desenvolvimentos ao nível dos implantes.

Tabela 2-1 - Desenvolvimento mais marcantes relacionados com os implantes [Park, Bronzico, 2003].

Ano	Investigadores	Desenvolvimento
<Séc. XVII	…	Vários dispositivos metálicos para fixar fracturas ósseas (arames e pinos de ouro, prata, etc.);
1860 a 1870	Joseph Lister	Técnicas cirúrgicas assépticas;
1886	H. Hansman	Placas para fixação de ossos em aço revestido a níquel;
1893 a 1912	W. A. Lane	Placas e roscas em aço;
1912	W. D. Sherman	Placas de aço-vanadio; menor concentração de tensões e menor corrosão (Placas de Sherman);
1924	A. A. Zierold	Introdução das *Stellites* (ligas de $CoCr$);
1926	M. Z. Lange	Introdução do aço inoxidável 18-8 molibdénio;
1926	E. W. Hey-Groves	Rosca de madeira para aplicações em fracturas do colo do fémur;
1931	M. N. Smith-Peterson	Primeiro dispositivo de fixação em aço inoxidável para fracturas do colo do fémur;
1936	C. S. Venable, W. G. Stuck	Introdução do aço inoxidável 19-9;
1938	P. Wiles	Primeira prótese total da anca;
1939	J. C. Burch, H. M. Carney	Introdução do Tântalo (Ta);
1946	J. Judet, R. Judet	Primeiro plástico (PMMA) usado na substituição de articulações;
1940s	M. J. Dorzee, A. Franceschetti	Primeira aplicação de acrílico em próteses de córnea;
1947	J. Cotton	Introdução de titânio e das suas ligas;
1952	A. B. Voorhees, A. Jaretzta, A. B. Blackmore	Primeira substituição com sucesso de vaso sanguíneo feita em tecido, para facilitar o crescimento dos tecidos;
1958	S. Furman, G. Robinson	Primeira estimulação directa do coração com sucesso;
1958	J. Charney	Primeira aplicação de cimento acrílico ósseo na substituição total da anca;
1960	A. Starr, M. L. Edwards	Primeiras válvulas de coração comerciais;
1970s	W. J. Kolff	Substituição total do coração.

2.2. Necessidade de próteses e implantes

De acordo com o estudo feito pela Organização das Nações Unidas (ONU) em 2008, verifica-se que há um aumento da expectativa de vida humana desde 1990. No presente ano de 2010 a média de idades da humanidade mundial é aproximadamente 30 anos (Figura 2-1), e representa cerca de 65,5% população mundial. Em Portugal, a média de idades ronda os 41 anos, correspondendo a 67% da população [Central Intelligence Agency, 2008].

No ano 2010, 17,6% da população portuguesa, de aproximadamente 10 milhões de pessoas, tem idade superior a 65 anos [Central Intelligence Agency, 2008].

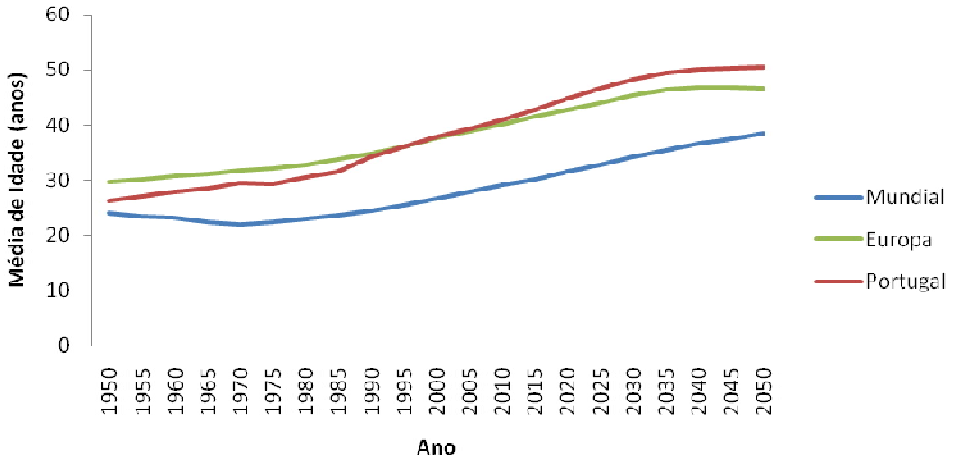


Figura 2-1 - Gráfico da média das idades da população Mundial, Europeia e Portugal, desde 1950 com previsão até 2050 [Central Intelligence Agency, 2008].

Tal evolução deve-se, entre outros factores, à consequência dos avanços da medicina, à cada vez maior preocupação com a alimentação e ao conforto gerado pela típica "vida moderna". Consequentemente, verifica-se um aumento da população mais velha, levando ao aparecimento de doenças relacionadas com a velhice, obesidade e falta de actividade física.

Com a evolução das idades, alguns factores vão ganhando importância no estilo de vida humana, nomeadamente na condição do músculo-esquelético e osteoporose, provocando efeitos devastadores, dando assim origem a uma necessidade de estudos com a finalidade de melhorar a qualidade de vida humana.

A condição do músculo-esquelético não escolhe idade nem sexo, logo qualquer ser humano encontra-se exposto a um ou outro factor desta natureza. Pode-se ver na Tabela 2-2 a distribuição de problemas músculo-esquelético em função da faixa etária de pacientes.

Tabela 2-2 - Distribuição dos diagnósticos músculo-esquelético por intervalo de idades [Engelhardt, 2007].

Problemas	<25	25-44	45-64	>65
Artrite	2%	9%	33%	56%
Osteoporose	0%	2%	22%	75%
Fracturas	32%	19%	21%	29%
Problemas de costas	9%	29%	35%	27%
Doenças de tecidos moles	12%	24%	38%	26%
Luxações	26%	26%	33%	15%
Entorses	32%	31%	24%	13%
Média	16%	20%	29%	35%

As últimas projecções revelaram que um dos principais factores que causava problemas no sistema músculo-esquelético era a obesidade. Foram considerados globalmente em 2005, 400 milhões de habitantes (com idade superior a 15 anos) obesos, dos quais 20 milhões eram crianças com menos de 5 anos. Em 2008 já havia 1,6 biliões de obesos, com previsão para em 2015 serem acrescentados mais 700 milhões de habitantes [Woolf et al., 2008].

Os tratamentos referentes a problemas do sistema músculo-esquelético são extremamente dispendiosos, representando em média 3% do produto interno bruto (PIB) dos países mais desenvolvidos [Biomet, 2006].

Só no mercado norte-americano de produtos relacionados com este tipo de tratamento foram gastos em 2004 8,5 biliões de euros, o que corresponde a 55% do total gasto em todo o mundo [Biomet, 2006].

Portugal encontra-se acima da média europeia na percentagem do PIB gasto em despesas relacionadas com saúde (10,1%) (Figura 2-2). Em dispositivos médicos gasta-se 4,8% do PIB [Pool-Net, 2010].

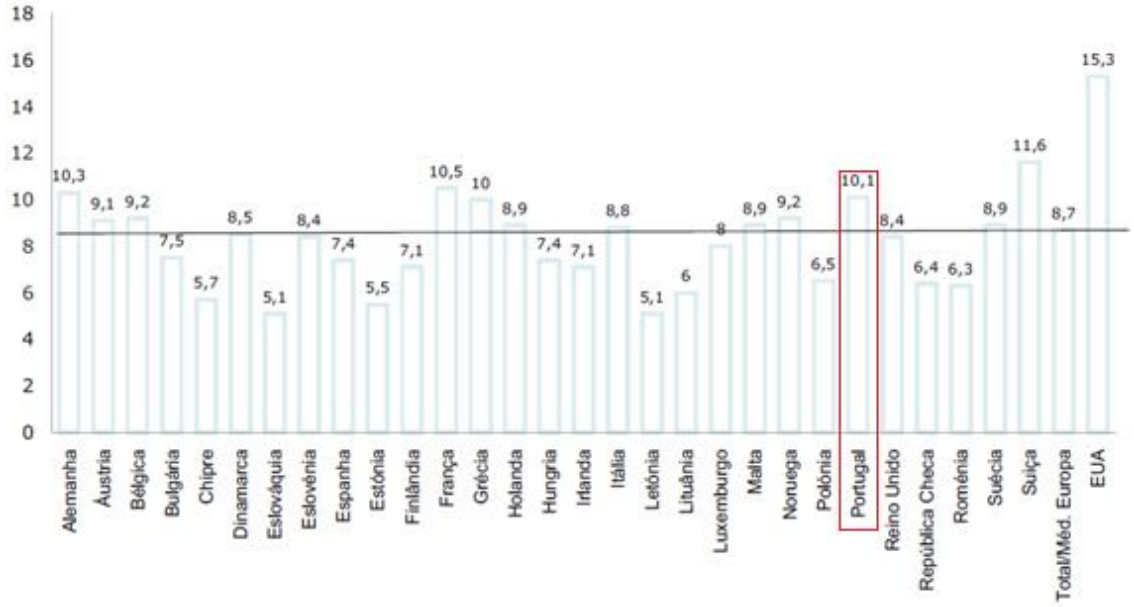


Figura 2-2 - Percentagem do PIB gasto na área da saúde [Pool-Net, 2010].

Assim, estima-se que o mercado dos biomateriais em geral, cresça a uma taxa anual de 14,2% entre 2005 e 2012 [Grammenou, 2006], tornando-se um dos mais atractivos a nível mundial.

2.3. Mercado dos Biomateriais

Actualmente o mercado dos biomateriais apresenta uma grande variedade, cobrindo entre outros, os sectores da ortopedia, cardiologia e odontologia, o que dificulta estimar a sua dimensão.

A maioria dos dispositivos médicos encontram-se abrangidos pela Directiva 93/42/CEE, cuja redacção transposta para o direito nacional pelo Decreto-Lei n.º 145/2009 de 17 de Junho se divide em quatro classes de risco [Informed, 2010; Pool-Net, 2010]:

- **Dispositivos médicos de classe *I* -** baixo risco (máscaras, esfingomanómetros, lentes, balanças médicas, eléctrodos descartáveis, etc.);
- **Dispositivos médicos de classe IIa -** médio risco (endoscópicos, dispositivos para analise de gazes, electromiógrafos, lentes de contacto, etc.);

- **Dispositivos médicos classe IIb -** médio risco (electrocardiografos, electroencefalógrafos, sistemas para administração de anestesia, filmes de raio-X)
- **Dispositivos médicos classe III -** alto risco (próteses de válvulas cardíacas, DIU, implantes, equipamentos de hemodiálise, etc.).

A sua classe de risco é determinada, tendo em consideração os seguintes factores [Informed, 2010; Pool-Net, 2010]:

- Duração do contacto com o corpo humano (temporário, curto prazo e longo prazo);
- Invasibilidade do corpo humano (invasivo, não invasivo);
- Anatomia afectada pela utilização (cérebro, coração, membros inferiores, etc.);
- Riscos potenciais decorrentes da concepção técnica e do fabrico.

O facto de se tratar de uma indústria estimulante quer a nível tecnológico, quer a nível económico-financeiro, torna-a extremamente dinâmica, assistindo-se cada vez mais a um aumento de casos de aquisições, fusões, joint-venture, etc.

Portugal encontra-se ainda em fase de crescimento, mas à medida que investe no desenvolvimento de utensílios médicos, vai-se aproximando cada vez mais dos países europeus em que o mercado dos utensílios médicos tem uma dimensão já bastante significativa (Figura 2-3).

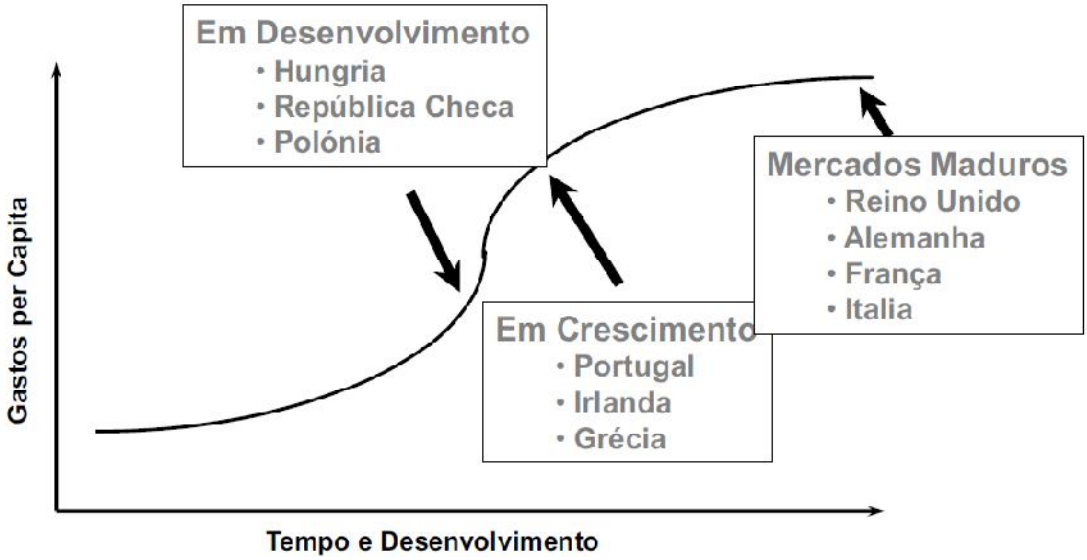


Figura 2-3 - Gastos europeus per capita pelo tempo e desenvolvimento investido em utensílios médicos [Pool-Net, 2010].

Em 2000 o mercado mundial de biomateriais foi estimado em 16,9 bilhões de euros, com uma taxa de crescimento de 12% ao ano, o que significa ter ultrapassado os 29,4 bilhões de euros em 2010. A participação dos EUA situa-se entre 35-45% do mercado mundial, enquanto o mercado europeu é responsável por cerca de 25% [Soares, 2005].

No mercado actual existe uma grande variedade de empresas de biomateriais, variando na sua base tecnológica. Estudos relativos ao mercado europeu mostraram que cerca de 49% é dominado essencialmente por quatro grandes empresas, nomeadamente Biomet Europe, Medtronic Sofamor, Smith & Nephew e Arthrex (Figura 2-4) [Grammenou, 2006].

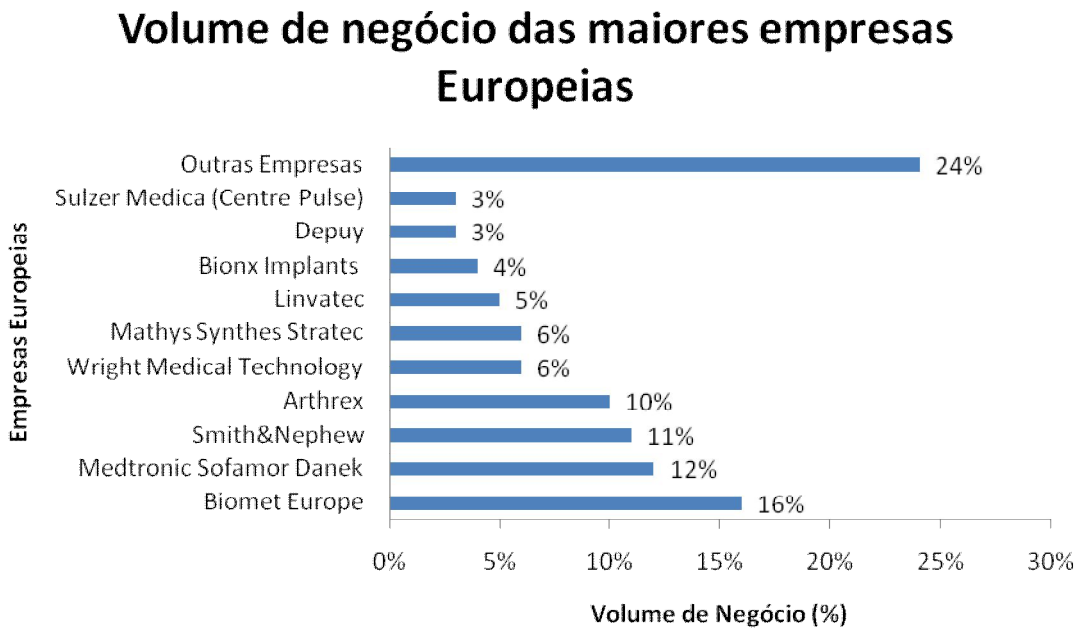


Figura 2-4 - Gráfico de volume de negócio de várias empresas europeias [Grammenou, 2006].

A nível mundial o maior fabricante de produtos relacionados com os cuidados de saúde, equipamentos médicos de diagnóstico e produtos ortopédicos é a *Johnson & Johnson* que possui cerca de 250 empresas participadas e um número de funcionários a rondar os 120 mil distribuídos por 60 países. Deste grande grupo, a empresa que assume maior relevância no segmento dos produtos ortopédicos é a Depuy Orthopaedics com um volume de vendas de 4,6 mil milhões de dólares [Johnson & Johnson, 2008].

Na tabela 2-3, apresentam-se os valores relativos às vendas de produtos no mercado dos biomateriais em 2009 e também os valores de um estudo realizado para 2014. Neste estudo, estima-se que o mercado mundial dos biomateriais deverá atingir cerca de 42,7 biliões de euros, correspondendo a uma taxa de crescimento anual de 15% referentes aos 16,5 biliões de 2007. Só em 2008 o mercado ortopédico registou 7,2 biliões de euros em receitas, isto é, 43,5% do mercado mundial dos biomateriais. No entanto, este mercado dos produtos ortopédicos apresenta uma taxa de crescimento anual de 12,6%, devido à constante procura por ser um mercado de pessoas "envelhecidas" [Markets and Markets, 2009].

Tabela 2-3 - Vendas (em biliões de euros) de produtos do mercado biomaterial a nível global até 2009 [Markets and Markets, 2009].

Produtos	2007	2008	2009	2014	Taxa de Crescimento Anual (2009-2014) (%)
Ortopédicos	6,5	7,2	8,1	14,6	12,6
Cardiovascular	6,1	6,9	7,7	15,2	14,5
Tratamento de Feridas	1,4	1,7	2,0	4,9	19,6
Cirurgia Plástica	1,2	1,5	1,7	4,3	19,8
Urological	0,6	0,7	0,8	2,0	19,1
Gastrointestinal	0,4	0,4	0,5	0,9	13,9
Outros Produtos	0,3	0,3	0,4	0,8	16,2
Total	16,5	18,7	21,2	42,7	15,0

2.4. Principais aplicações dos Biomateriais

Os biomateriais são materiais que podem ser usados no fabrico de dispositivos médicos ou em interacção directa com os sistemas biológicos. Tendo em conta os conceitos já abordados neste capítulo, é fundamental reunir o maior leque possível de fontes de conhecimento, assim como a cooperação profissional de diversas áreas, tais como engenharia, biologia e medicina, para o desenvolvimento dos biomateriais, como se observa na Tabela 2-4.

Tabela 2-4 - Áreas de conhecimento para o desenvolvimento de biomateriais [Park, Bronzino, 2003].

Áreas	Exemplos
Ciência e Engenharia	Ciência dos materiais: relação entre os materiais biológicos e sintéticos, incluindo metais, cerâmicos, polímeros, compósitos, tecidos (como o sangue, conecção de tecidos). Processos tecnológicos
Biologia e Psicologia	Biologia celular e molecular, anatomia, fisiologia animal e humana, histopatologia, cirurgia experimental, etc.
Ciências clínicas	Todas as especialidades clínicas: dentista, maxilofacial, neurocirurgia, ginecologia e obstetrícia, oftalmolografia, ortopedia, otorrinolaringologia, cirurgia, etc.

O desempenho dos biomateriais em relação ao corpo humano pode ser classificado dependendo da sua perspectiva, ou seja, pode ser considerado sob o ponto de vista de uma determinada área, onde existe um problema que necessita de ser resolvido. Logo, será possível distinguir diversas áreas de actuação com objectivos definidos, tais como, auxiliar na cicatrização (suturas, placas, parafusos), correcção de problemas a nível estético humano (aumentos dos seios, correcções maxilofaciais), substituição de zona doente ou danificada (articulação do fémur, dispositivos de análise) ou ajuda no diagnóstico (sondas, cateteres), etc. [Park, Bronzino, 2003].

É frequente considerar o corpo ao nível dos tecidos ou órgãos e dessa forma será possível enunciar alguns exemplos de aplicação de biomateriais, em função do órgão a que se destina, como descrito na Tabela 2-5 [Park, Bronzino, 2003].

Tabela 2-5 - Os biomateriais e órgãos [Park, Bronzino, 2003].

Órgão	Exemplos
Coração	*Pacemakers*, válvulas artificiais, corações completamente artificiais;
Pulmão	Dispositivos de oxigenação;
Olho	Lentes de contacto, lentes intra-oculares;
Osso	Placas ósseas, implantes intramedulares;
Bexiga	Cateteres, endopróteses expansíveis;

Se a perspectiva incidir ao nível dos diferentes sistemas do corpo humano, a Tabela 2-6 apresenta alguns exemplos [Park, Bronzino, 2003].

Tabela 2-6 - Biomateriais e Sistemas do corpo [Park, Bronzino, 2003].

Sistemas	Exemplos
Esquelético	Placas ósseas, substituição total de articulações;
Muscular	Suturas, estimuladores musculares;
Circulatório	Válvulas de coração artificiais, vasos sanguíneos;
Reprodutivo	Mamoplastias, próteses genitais.

No entanto, é mais usual, classificarem-se os materiais para uso no corpo humano como metais, cerâmicos, polímeros, compósitos e naturais. Nas tabelas 2-7 e 2-8 apresentam-se os materiais, a sua classificação, principais aplicações, vantagens e desvantagens.

Tabela 2-7 - Aplicações, vantagens e desvantagens dos principais biomateriais artificiais [Enderle e tal., 2005].

	Classificação	Principais utilizações	Vantagens	Desvantagens
Artificiais	**Metais**			
	Aço Inoxidáveis	Substituição de articulações, fixação de fracturas ósseas, válvulas cardíacas;	Dúcteis; Resistentes;	Sensíveis à corrosão; Processamento difícil; Excessiva rigidez quando comparada com o osso;
	Ti e ligas de Ti	Substituição de articulações, implantes dentários, *stents*, coronários;		
	Ligas $CoCr$	Substituição de articulações, fixação de fracturas ósseas;		
	Ouro	Coroas dentárias, eléctrodos;		
	Prata	Fios de *pacemakers*, fios de suturas, eléctrodos;		
	Platina	Dispositivos de estimulação neuronal, eléctrodos;		
	Polímeros			
	Nylon	Segmentos gastrointestinais, suturas cirúrgicas, tubos da traqueia;	Resilientes; Facilidade de processamento;	Deforma-se com o tempo; Podem degradar-se; Pouca resistência;
	Silicone	Implantes de seios, pele artificial, lentes intra-oculares, cateteres;		
	Poliéster	Suturas reabsorviveis, fixação de fracturas, estruturas de hospedagem de células;		
	Polietileno	Implantes de anca e joelho, tendões e ligamentos artificiais, implantes faciais;		
	PMMA	Lentes intra-oculares;		
	Cerâmicos			
	Óxido de alumínio	Implantes de anca, implantes dentários;	Elevada bio-compatibilidade; Inertes; Elevada renitência à corrosão;	Processamento difícil; Frágeis;
	Fosfato de cálcio	Substitutos de enxertos ósseos, revestimentos superficiais na substituição de articulações;		
	Carbono	Implantes ortopédicos, revestimentos de válvulas coronárias;		
	Zircónia	Implantes de anca;		
	Compósitos			
	Carbono-carbono	Implantes de articulações e válvulas coronárias;	Resistentes;	Processamento difícil;

Tabela 2-8 - Aplicações e vantagens dos principais biomateriais naturais [Enderle e tal., 2005].

	Classificação	Principais utilizações	Vantagens
Naturais	Colagénio e gelatina	Cirurgia estética, estruturas de hospedagem de células, tratamento de feridas cutâneas	Excelente bio-compatibilidade
	Celulose	Cápsulas para administração de medicamentos	
	Quitina	Tratamento de feridas cutâneas, estruturas de hospedagem de células, cápsulas para administração de medicamentos	
	Ácido hialurónico	Lubrificantes oftalmológicos e ortopédicos, cápsulas para administração de medicamentos, estruturas de hospedagem de células	

Destaca-se o facto de qualquer uma das aplicações actuais de biomateriais envolver funções que se podem considerar relativamente simples, no que diz respeito a funções químicas ou eléctricas, independentemente das perspectivas abordadas. Contudo, actualmente, as funções químicas complexas como as que ocorrem no fígado e eléctricas como as do cérebro, ainda não são susceptíveis de se realizarem recorrendo aos biomateriais disponíveis.

Como se poderá ver a seguir, o campo dos biomateriais tem um grande impacto na vida humana, por exemplo, pode ser uma excelente maneira de restaurar defeitos utilizando próteses faciais quando a reconstrução por cirurgia não é a ideal. As orelhas (Figura 2-5), os narizes (Figura 2-6) e os olhos protéticos (Figura 2-7) são apropriados para pacientes com uma condição congénita de doença ou trauma na sua própria reconstrução [Paul et al. (2006)].

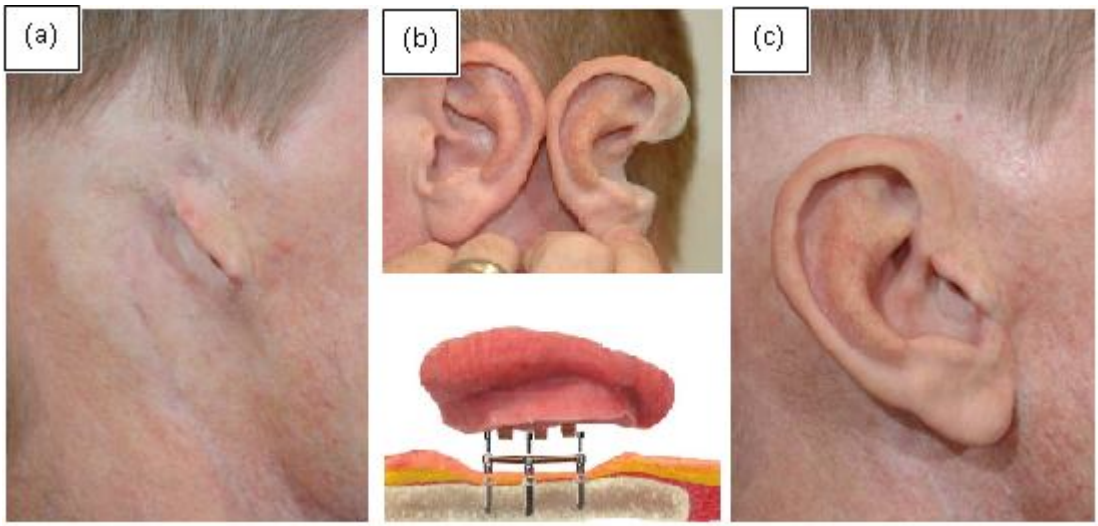


Figura 2-5 - Reconstrução de uma orelha: (a) Preparação do leito de tecido deixando somente o tragus da orelha do paciente; (b) Criação da orelha em silicone, podendo ser criada através da simetria do lado contra lateral, podendo ser pintada qualquer irregularidade, sendo depois retida por implante tendo os clipes que se prendem a uma barra que é aparafusada dentro dos implantes osteointegrados; (c) Paciente a usar a orelha [Paul et al., 2006].

Figura 2-6 - Prótese nasal [Paul et al., 2006].

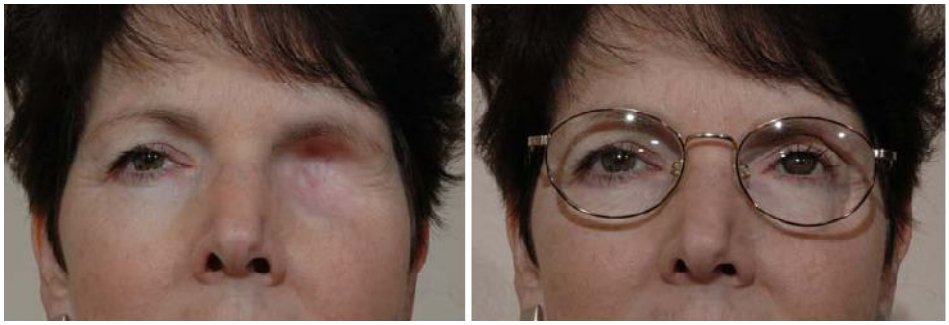


Figura 2-7 - Prótese orbital [Paul et al., 2006].

Direccionando agora para o proposto neste trabalho, desenvolvimento de próteses metálicas, apresentam-se alguns exemplos.

Na Figura 2-8 apresenta uma intervenção cirúrgica com o objectivo da reconstrução maxilofacial com uma prótese à medida do paciente. Este implante de mandíbula em liga de titânio foi desenvolvido com a função de acomodar um excerto ósseo no seu interior, criando ancoragens na superfície. Assim o enxerto apresentará uma evolução no sentido de se expandir até se ligar ao osso saudável já existente.

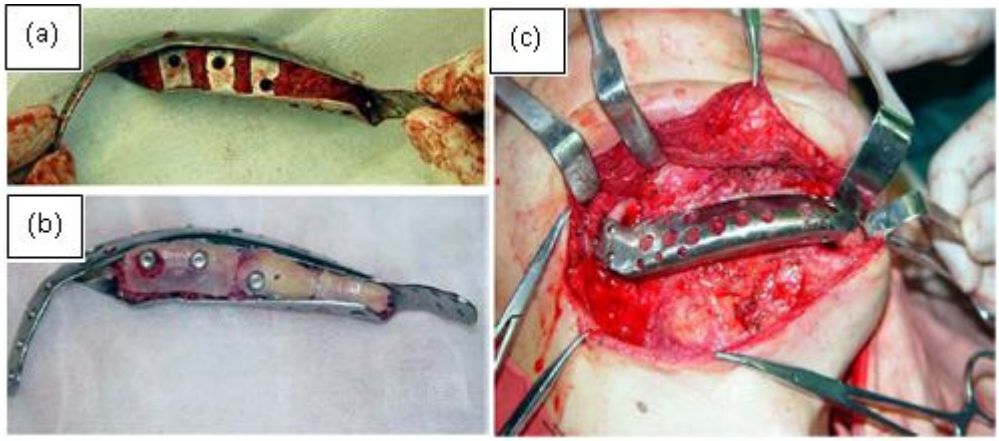


Figura 2-8 - (a) Enchimento do interior do implante em liga de titânio com enxerto ósseo; (b) Cobertura com osso cortical; (c) – Colocação do implante; [Singare et al., 2004].

As próteses metálicas mais vulgares e fáceis de encontrar são as próteses da anca. Na Figura 2-9 pode-se visualizar uma prótese total de anca, maioritariamente fabricada em metal. A parte sã do femoral encaixa na cavidade acetabular pélvica sendo revestida com um polietileno de alta densidade para resistir ao desgaste provocado pelo atrito [Enderle e tal., 2005].

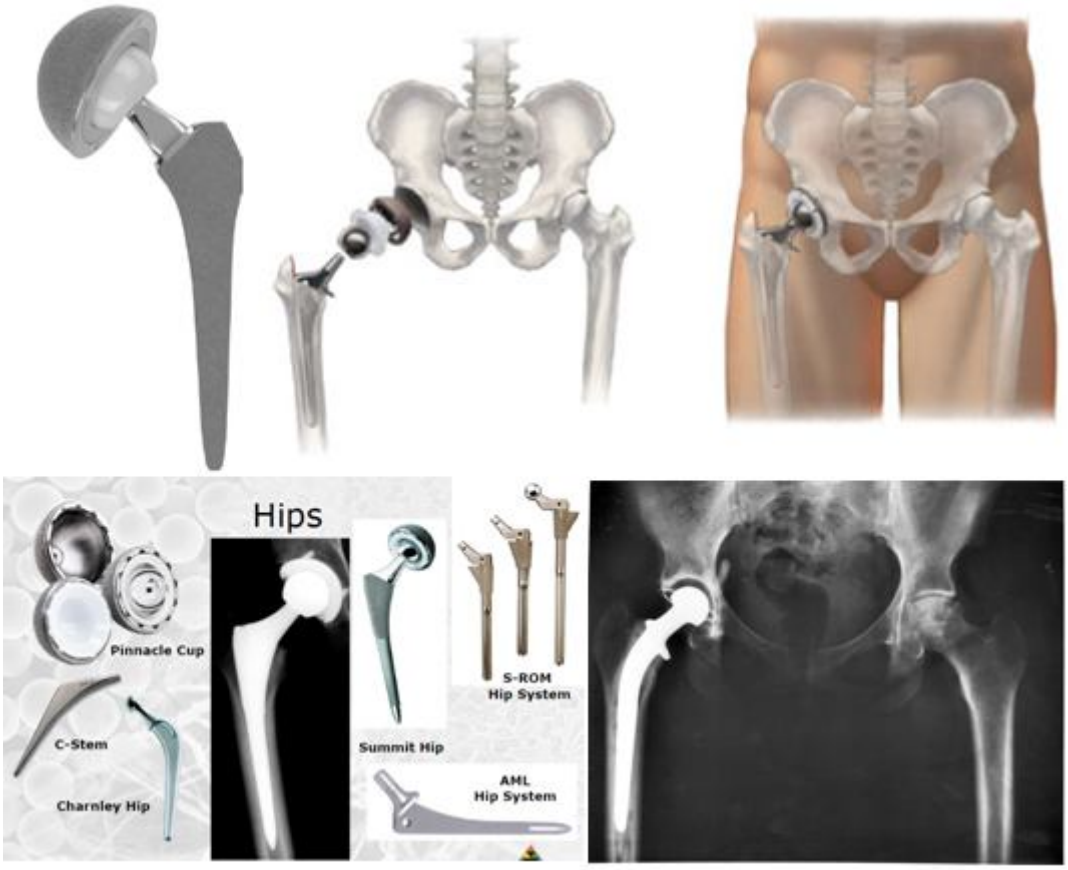


Figura 2-9 - Prótese total de anca [Enderle et al., 2005].

Este tipo de prótese total da anca apresenta um ciclo normal de vida, em média, de 10 a 15 anos, embora existam registos clínicos com períodos de sobrevivência superiores. No entanto, também existem, provavelmente em maior quantidade, outros que referem menores tempos de vida [Vieira et al, 2008]. Daí existir uma constante evolução neste tipo de próteses, nomeadamente a anca inteligente, isto é, com um dispositivo que monitoriza o funcionamento do implante [Frias, 2009].

Outra aplicação típica, recorrendo aos mesmos materiais descritos no exemplo anterior, é a da prótese dos joelhos e dedos das mãos, em que uma articulação metálica funciona sobre polietileno de alta densidade para resistir ao desgaste provocado pelo atrito, como se pode ver na Figura 2-10.

Figura 2-10 – (a) Prótese dos joelhos; (b) Prótese dos dedos [Enderle et al., 2005, International Titanium Association, 2006].

Uma das principais aplicações das ligas metálicas biocompativeis é a imobilização de fracturas ósseas através de placas. São normalmente comercializadas em modelos standardizados.

As placas metálicas, parafusos e roscas são usados durante o processo de cura para unir e consolidar os segmentos de osso fracturados (Figura 2-11). Dependendo da extensão da lesão estes dispositivos podem ou não ser removidos após o osso se apresentar totalmente recuperado, pelo que pode haver alguma interacção entre o tecido mole e os parafusos, não sendo prejudicial.

Figura 2-11 - (a) Placas metálicas, roscadas e parafusos usados na fixação do osso; (b) Radiografia e resultado do implante colocado na tíbia de um paciente totalmente recuperado [Enderle et al., 2005; Yang et al, 2006].

Ainda existem outros implantes metálicos que servem para ligar os segmentos da coluna quando os ossos vertebrais fracturam devido a osteoporose ou a lesões nas costas. O procedimento consiste na implementação de uma gaiola de metal, que irá permitir acomodar as partículas do próprio osso do paciente de forma a permitir a formação de novo osso, que no futuro se ajustará às vértebras adjacentes (Figura 2-12).

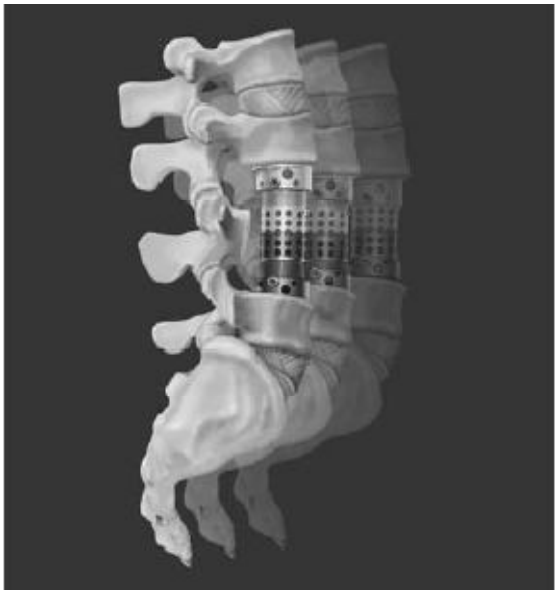


Figura 2-12 - Implantes metálicos dos segmentos metálicos da coluna vertebral [Enderle et al., 2005] (http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-78522004000400004&script=sci_arttext).

Outra área com grande aplicação de materiais metálicos é a ortodontia, que usa como alternativa às tradicionais dentaduras, próteses dentárias metálicas implantadas directamente no osso que substituem cada dente perdido. O implante é posteriormente revestido no topo por uma coroa cerâmica (Figura 2-13). A grande vantagem destes implantes relativamente às dentaduras é o facto de estes transmitirem tensões à mandíbula, estimulando-a, resultando numa reabsoção do osso ao longo do tempo.

Figura 2-13 - Implantes dentários [Enderle et al., 2005; International Titanium Association, 2006].

A maioria dos implantes metálicos são fabricados recorrendo a tecnologias de fundição de precisão, maquinagem, fabrico rápido directo de protótipos, entre outros. Os passos que envolvem o fabrico de um implante dependem de diversos factores, tais como a geometria final do implante, as propriedades do material, o processo de fabrico que lhes vai dar origem e os custos associados [Enderle e tal., 2005].

Nestes casos são necessários meios de fixação, para os quais existe uma vasta gama de meios de fixação para implantes, nomeadamente parafusos de implante ósseo (Figura 2-14). A maioria destes parafusos usados é feita em ligas de titânio (ASTM F136) e são auto-perfurantes. Os parafusos comuns encontram-se divididos em quatro classes: Micro, Mid, Mini e Maxi, já os auto-perfurantes estão divididos em três classes: como Micro auto, Mid auto e Mini auto.

Características:

- Diâmetro: 1,2 a 3,0mm
- Comprimento: 2,0 a 20mm

Figura 2-14 - Parafusos em ligas de titânio (ASTM F136) para implantes médicos. (http://www.promedms.com.br/produtos/bucomaxilofacial.htm)

Direccionando os meios de fixação para o objectivo deste estudo, na maioria dos implantes criados à medida do paciente, por exemplo cranioplastias, maxilofaciais, etc., as mais utilizadas são as placas ósseas (Figura 2-15), com ajuda de parafusos específicos para implantes (também feitos de ligas de titânio (ASTM F67-95 G1)). As placas ósseas, são dúcteis, compreendem uma variedade de formas, e apresentam tamanhos desenhados para fixação.

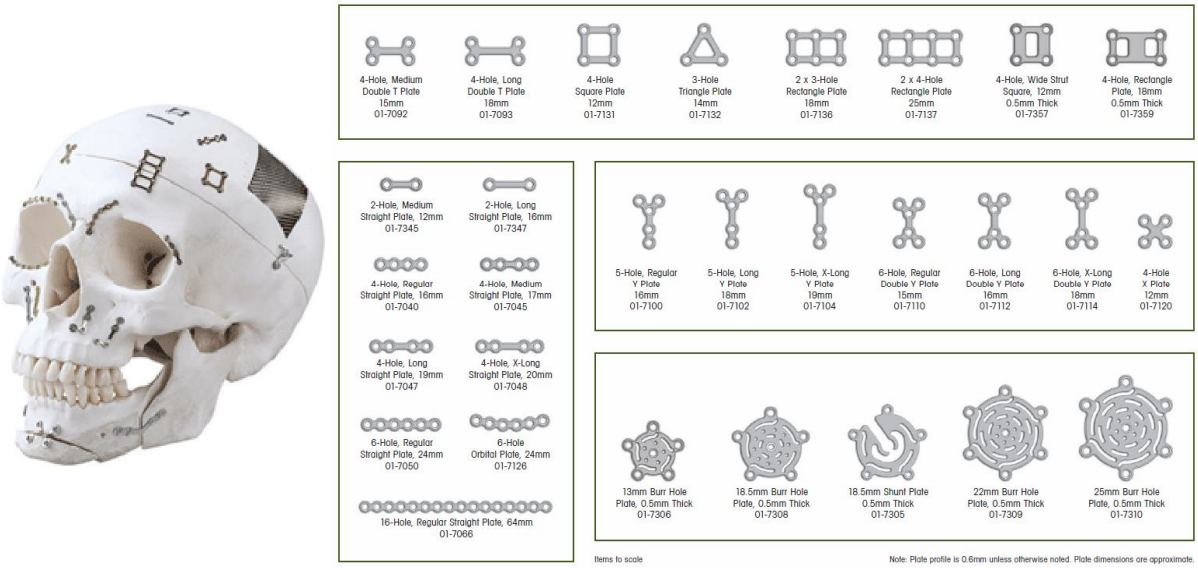


Figura 2-15 - Placas de fixação (http://www.promedms.com.br/produtos/bucomaxilofacial.htm; http://www.lorenzsurgical.com/downloads/NeuroBror20905.pdf)

A Biomet é dos principais fornecedores em Portugal deste tipo fixações. Esta empresa fornece as soluções mais completas de titânio para fixação na neurocirurgia, e também efectuam próteses à medida do paciente com o tipo de fixação escolhido pelo acompanhamento médico (com um custo aproximado de 2700€).

(http://www.infarmed.pt/portal/page/portal/INFARMED/PERGUNTAS_FREQUENTES/DM/#P10)

Capitulo 3

3. Biomateriais Metálicos

Os biomaterias metálicos, comparados com outros biomateriais cerâmicos e poliméricos, tornam-se mais favoráveis, porque possuem a capacidade de suportar elevadas tensões mesmo de natureza dinâmica. Esta é a razão pela qual várias ligas, como por exemplo aquelas que apresentam boa resistência à fadiga, são muitas vezes utilizadas como materiais estruturais para reconstruções esqueléticas sujeitas a aplicação de cargas elevadas.

Exemplo de componentes sujeitos a este tipo de cargas são o caso das próteses de anca e joelho, placas para consolidação de fracturas, implantes dentários, etc. Os biomateriais metálicos são também usados em vários dispositivos funcionais, nos quais não existem cargas aplicadas, tais como: caixas de bombas, válvulas, *pacemakers*, arames condutores, etc. [Black, Hastings, 1998].

3.1. Principais requisitos das ligas metálicas biocompativeis

Os principais requisitos necessários pela generalidade dos biomateriais são: resistência à corrosão, biocompatibilidade, biofuncionalidade e processabilidade [Black, Hastings, 1998].

- **Resistência à corrosão**

A corrosão ocorre no momento em que substâncias químicas, contidas nos fluídos do corpo humano, reagem com o implante metálico, formando óxidos ou outros compostos decorrentes de uma reacção química. Tal facto, pode enfraquecer o implante, e as partículas produzidas poder-se-ão alojar nos tecidos em torno do implante metálico. Posteriormente podem danifica-lo, daí que a selecção de um material que possua uma resistência elevada à corrosão seja fulcral para o sucesso de um implante [Felix, 2008].

- **Biocompatibilidade**

A biocompatibilidade consiste na formação superficial de filmes de óxidos (passivação), como por exemplo no caso do óxido de crómio nos aços inoxidáveis e ligas de $CoCr$ (Cobalto-Crómio) ou do dióxido de titânio nas ligas de titânio, para os proteger da corrosão [Felix, 2008]. Estes filmes de óxidos idênticos à alumina, apresentam um comportamento inerte perante o ambiente de processamento da prótese até à sua embalagem ou mesmo durante a intervenção cirúrgica [Webster, 2006].

- **Biofuncionalidade**

A biofuncionalidade consiste na relação entre as propriedades mecânicas e físicas do material compatíveis com a sua função específica no corpo humano. Deve-se ter em conta algumas propriedades quanto à selecção das ligas metálicas biocompativeis, nomeadamente o modulo de elasticidade, resistência à fadiga, resistência à fractura, tensão de ruptura e extensão após ruptura [Smith, 1998].

- ***Módulo de elasticidade***

Neste caso de implantes metálicos, o valor do módulo de elasticidade, deverá ser o mais próximo possível do valor do osso (entre 7 e $30GPa$ [Davis, 2003]). Uma das limitações das ligas metálicas é a sua elevada rigidez em relação ao osso. Pelo facto do implante apresentar elevada rigidez, impede que as cargas que lhe são aplicadas se transmitam para o osso, fazendo com que este perca densidade e fique cada vez mais fraco em resultado da falta de estímulo;

- ***Resistência à fadiga***

As principais causas que influenciam a resistência à fadiga de um metal são a concentração de tensões, rugosidade superficial, o estado da superfície e o ambiente do meio em causa. Muitas peças que foram submetidas a tensões repetitivas ou cíclicas sofreram ruptura a tensões muito mais baixas do que as que poderiam suportar quando submetidas a uma tensão estática simples;

- ***Resistência à fractura***

A resistência à fractura é das mais importantes medidas a ter causa, porque é muito importante a capacidade que um material tem para resistir à propagação de uma fissura até que ocorra a fractura;

- ***Tensão de ruptura***

A tensão de ruptura descreve a capacidade que um material possui para resistir a uma tensão antes de atingir a ruptura, o que é uma informação importante, porque pode dar algumas indicações de defeitos nas peças, tais como a presença de porosidades ou inclusões. Estes defeitos fazem normalmente com que o valor da tensão seja inferior ao habitual;

- ***Extensão após ruptura***

A extensão após ruptura de um material permite aferir a sua ductilidade, ou seja, indica a sua capacidade máxima de deformação plástica;

- **Processabilidade**

As características referidas anteriormente, apenas referem os aspectos principais que os materiais devem possuir para serem bem sucedidos como implantes metálicos. Existem vários processos de fabrico, utilizados para a produção de implantes metálicos, tais como maquinagem, estampagem, fundição, etc., que poderão optimizar, as características físicas e mecânicas referidas anteriormente. Assim, é necessário ter-se em atenção, a escolha do material de acordo com as suas propriedades, e também a selecção do processo de fabrico do implante de forma a tirar o melhor proveito dessas mesmas propriedades.

3.2. Principais ligas metálicas biocompativeis

Com a revolução industrial e a idade do ferro, materiais como o aço foram utilizados sob a forma de placas e parafusos de fixação de fracturas ósseas.

As placas de aço ao carbono (C) foram substituídas pelas placas de aço revestido a níquel (Ni), e posteriormente pelo aço ao vanádio (V), devido à sua fácil corrosão quando implantados no corpo humano, embora estes materiais não sejam suficientemente resistentes à corrosão. Em contra partida, ligas de $CoCr$, os aços inoxidáveis e as ligas de titânio, tornaram-se percentualmente como os materiais biomédicos mais utilizados nas aplicações ortopédicas [Hin, 2004].

3.2.1. Ligas de $CoCr$

Nos anos 30, as ligas de $CoCrMo$ (vulgarmente designadas por *Vitallium*) começaram a ser usadas pela primeira vez como ligas de fundição para aplicações odontológicas. Posteriormente, nos anos 40, foram adaptadas para aplicações ortopédicas [Davis, 2003].

As ligas de $CoCr$ usadas para implantes, podem ser divididas em dois grupos distintos, as fundidas e as trabalhadas, nos quais se incluem as seguintes ligas, de acordo com a ASTM (American Society for testing and Materials):

- Ligas fundidas de $CoCr$:
  - ASTM F75 (Co28Cr6Mo).
- Ligas trabalhadas de $CoCr$ (obtidas por forjamento, laminagem ou extrusão):
  - ASTM F90 (Co20Cr15W10Ni);
  - ASTM F799 (Co20Cr6Mo, liga trabalhada, mas com uma composição idêntica à liga fundida ASTM F75);
  - ASTM F562 (Co35Ni20Cr10Mo).

Na Tabela 3-1 apresenta a composição química das ligas mencionadas usadas nos implantes.

Tabela 3-1 - Composição química das ligas de $CoCr$ usadas no fabrico de implantes [Davis, 2003].

	Designação ASTM	F75	F90	F562	F799
Composição (% em peso)	Co	Base	Base	Base	Base
	Cr	27-30	19-21	19-21	26-30
	Mo	5-7	-	9-10,5	5-7
	Ni	1	9-11	33-37	1
	Fe	0,75	3	1	0,75
	C	0,35	0,05-0,15	0,025	0,35
	Si	1	0,4	0,15	1
	Mn	1	1-2	0,15	1
	W	0,2	14-16	-	-
	P	0,02	0,04	0,015	-
	S	0,01	0,03	0,01	-

Das ligas mencionadas anteriormente, as mais utilizadas na produção de implantes, são as ligas fundidas Co28Cr6Mo e Co35Ni20Cr10Mo [Davis, 2003].

A liga ASTM F75, também designada por *Vitallium* ou *Stellite 21*, é das mais usada na fundição de implantes. A sua principal característica é a elevada resistência à corrosão em ambientes agressivos, nomeadamente em contacto com os fluídos existentes no corpo humano. Devido ao elevado teor de crómio e do óxido que surge à superfice (Cr_2O_3) [Davis, 2003].

A liga ASTM F75, para o fabrico de implantes, necessita de um processo de fundição de precisão. Como esta liga contém até 0,5% de carbono, permite baixar a sua temperatura de fusão até 1350℃, facilitando o processo de fusão e vazamento, ao contrário da temperatura de fusão das ligas binárias $CoCr$, cuja temperatura de fusão varia entre 1450℃ a 1500℃. A obtenção de fundidos de qualidade superior pode ser obtida com o processo de fusão e vazamento em vácuo, com a finalidade de evitar a ocorrência de oxidação [Black, Hastings, 1998].

Como as ligas de $CoCr$ são extremamente difíceis de maquinar, o forjamento em matriz fechada pode reduzir a maquinagem necessária. No entanto as peças fundidas requerem muito menos maquinagem. Consequentemente, a fundição de precisão é habitualmente usada para produzir implantes em ligas de $CoCr$, a custos mais reduzidos. O tamanho de grão das peças fundidas é invariavelmente maior que no caso de peças trabalhadas (obtidas por forjamento, laminagem ou extrusão), por isso a resistência mecânica destas últimas é maior. A porosidade também pode ser um problema na fundição, mas pode ser minimizada com recurso posterior ao processo HIP (*Hot Isostatic Pressing*). O processo de obtenção de implantes em ligas de $CoCr$ consiste num compromisso entre custo e propriedades mecânicas obtidas. Tendo em conta que as propriedades dos fundidos são suficientes, a fundição é o processo que actualmente domina esta área [Davis, 2003].

3.2.2. Aços Inoxidáveis

Os aços inoxidáveis são ligas à base de ferro, as quais contêm carbono a variar entre os 0,03% e 1%, e no mínimo de 10,5% de crómio, que confere a característica inoxidável. Como o teor de crómio lhe confere resistência à corrosão, quanto maior o teor deste elemento, maior a resistência à corrosão. A adição de outros elementos de liga ainda se consegue uma melhoria na sua resistência a mecanismos específicos de corrosão, como por exemplo com adição de níquel [Davis, 2003].

De acordo com o Instituto Americano do Ferro e do Aço, o aço inoxidável mais usado em implantes está classificado como 316L, que pertence ao grupo dos aços inoxidáveis austeniticos. A Tabela 3-2 apresenta a composição química do aço inoxidável 316L.

Tabela 3-2 - Composição química do aço inoxidável 316 L (Adaptado de [Davis, 2003]).

		Designação
Composição (% em peso)		316 L
	Fe	Base
	C	0,03máx
	Mn	2máx
	P	0,025máx
	S	0,01máx
	Si	0,75máx
	Cr	17-19
	Ni	13-15
	Mo	2,25-3

A presença de crómio, é importante pois, provoca uma camada de óxido de crómio resistente à corrosão [Webster, 2006]. A presença do molibdénio (Mo) melhora a resistência à corrosão nas fronteiras de grão [Yaszemski et al., 2004].

O níquel é o principal elemento que estabiliza a forma austenítica do ferro e melhora a resistência à corrosão. No entanto, a presença de ligas de níquel no fabrico de implantes, tem vindo a ser contestada devido a uma possível toxidade do níquel com o corpo humano [Hin, 2004]. Dai os estudos desenvolvidos no sentido de eliminar a utilização do níquel na composição química de ligas de aço inoxidável, como o caso da liga BioDur 108 da Carpenter Technology Corporation. Esta liga não contém níquel na sua composição, mas possui um elevado nível de azoto para manter a estrutura austenítica, o que permite uma melhoraria nas suas propriedades mecânicas, nomeadamente, a tensão limite de elasticidade, a resistência à fadiga e resistência à corrosão comparativamente à liga 316L [Yaszemski et al., 2004].

3.2.3. Titânio e ligas titânio

O titânio é um elemento baixa densidade ($4{,}5\, g/cm^3$), aproximadamente 60% da densidade do ferro e como é normal, com adição de elementos de ligas pode ser melhoradas as suas propriedades. O titânio e suas ligas foram desenvolvidas com o intuito de apresentarem uma reduzida ou inexistente reacção com os tecidos envolventes no implante, devido a um filme de óxidos que se forma na superfície. A crescente utilização deste material deve-se essencialmente ao seu baixo módulo de elasticidade (100GPa), [ASM, 1988], superior biocompatibilidade e uma resistência à corrosão superior em comparação às ligas de aço inoxidável e $CoCr$. Foram estas características atractivas que iniciaram a sua introdução, inicialmente do titânio puro (vulgo $CpTi$), mais tarde as ligas $\alpha + \beta\,(Ti6Al4V)$ e recentemente as ligas β [Davis, 2003; Felix, 2008].

O titânio puro sofre uma transformação alotrópica a $885°C$, mudando de uma estrutura cristalina hexagonal compacta (fase α) para uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (fase β). A temperatura de transformação é fortemente influenciada pelos estabilizadores de fase α (elementos intersticiais, tais como o oxigénio, azoto e carbono e por alguns metais como, o alumínio e o estanho) que a fazem subir e aumentar o domínio α e pelos estabilizadores de fase β (elementos de transição, tais como o molibdénio (Mo), o vanádio

(V), o nióbio (Nb), o crómio (Cr), os metais nobres e o ferro) que fazem baixar a temperatura de transformação e aumentar o domínio de fase β [Barbosa, 2001; Felix, 2008].

No diagrama de fases de uma liga de titânio (Figura 3-1) os domínios das fases α e β aparecem separados por uma região em que coexistem as duas fases, em que o seu domínio e extensão depende da concentração dos elementos presentes. De acordo com a sua estrutura após processamento, as ligas de titânio dividem-se em ligas α, ligas β e ligas $\alpha + \beta$ [Barbosa, 2001].

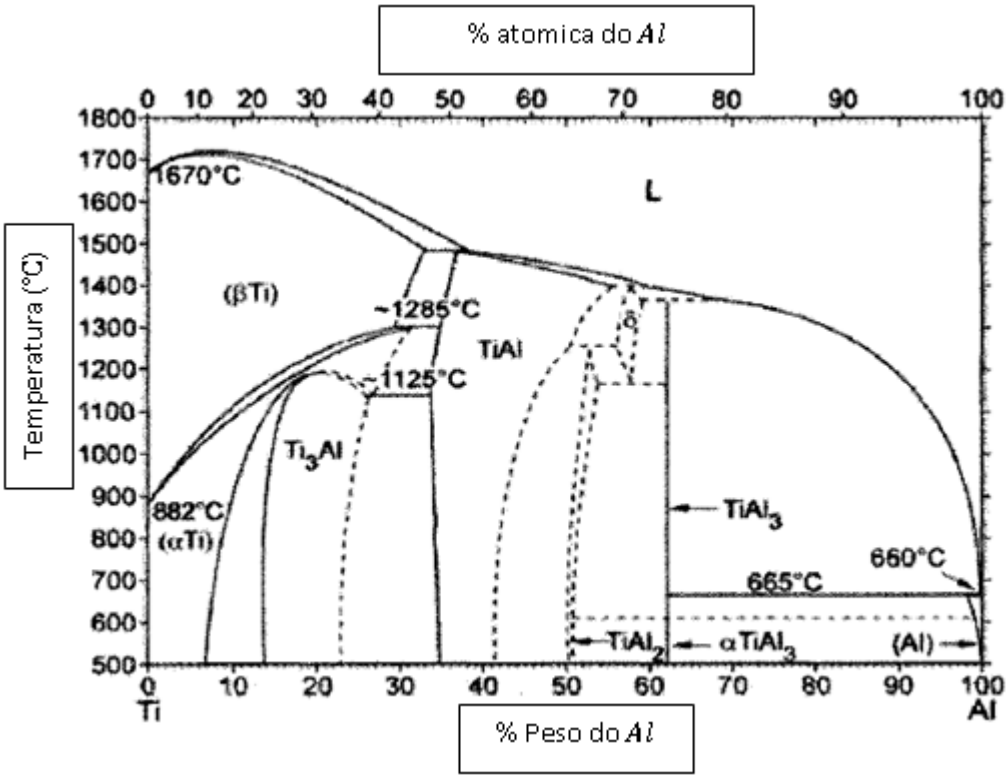


Figura 3-1 - Diagrama de fases $Ti - Al$ [Lütjering, Williams, 2003].

As ligas $\alpha + \beta$ contêm um ou mais elementos estabilizadores β e possuem à temperatura ambiente uma mistura de fases α e β em equilíbrio. Estas ligas podem ter as suas características mecânicas ajustadas/controladas mediante tratamento térmico, sendo utilizadas para aplicações a temperaturas inferiores a 500℃ [Barbosa, 2001].

Nos últimos anos, tem vindo a ser feito um enorme esforço no sentido de formular novas ligas de titânio β com elementos de liga biocompatíveis tais como o nióbio (Nb), tântalo (Ta), zircónio (Zr), Mo para utilização em implantes. A vantagem competitiva das ligas β relativamente às ligas $\alpha + \beta$ assenta na sua elevada resistência e no seu reduzido módulo de elasticidade. Outra vantagem em termos de fabrico por fundição de precisão de ligas β é o facto de ser possível obter características mecânicas idênticas às ligas β trabalhadas (por forjamento, por exemplo) [Lütjering, Williams, 2003].

A $Howmedica$ desenvolveu a liga β $Ti12Mo6Zr2Fe$ recomenda o uso desta na sua condição recozida mas sem tratamento de envelhecimento. Desta forma é possível obter um módulo de elasticidade extremamente baixo ($75 - 85GPa$). No entanto a desvantagem de não ser feito um tratamento de envelhecimento é o facto da sua tensão de cedência ser baixa, com consequências ao nível duma redução da resistência à fadiga [Lütjering, Williams, 2003].

A *Timet* modificou a liga β 21S ($Ti15Mo2{,}7Nb3Al0{,}2Si$) eliminando os 3% de alumínio devido ao facto de existirem suspeitas acerca de potenciais características nocivas deste elemento. Dependendo dos tratamentos térmicos usados, é possível obter valores do módulo de elasticidade que variam entre os 83 e os 94GPa [Lütjering, Williams, 2003].

Outras novas ligas β para implantes incluem a liga $Ti15Mo5Zr3Al$, a $Ti29Nb13Ta4{,}6Zr$ e a $Ti29Nb13Ta4Mo$. As suas propriedades, bem como a microestrutura destas ligas são similares às descritas anteriormente [Lütjering, Williams, 2003].

3.2.4. Comparação das principais propriedades das diferentes ligas metálicas biocompativeis

Os aços inoxidáveis em relação às ligas de $CoCr$ e às ligas de Ti, possuem uma tensão de ruptura menor, mas apresentam uma ductilidade elevada. Estas ligas permitem o recurso a praticamente a todos os processos de maquinagem e acabamento, sendo geralmente das mais baratas ligas metálicas biocompatíveis [Webster, 2006].

Na Tabela3-3 apresenta-se as principais características das ligas biocompativeis bem como as vantagens e desvantagens associadas á utilização destas ligas, suas composições químicas na Tabela 3-4 e suas propriedades físicas na Tabela 3-5.

Tabela 3-3 - Vantagens e desvantagens dos aços inoxidáveis, ligas de $CoCr$ e titânio (materiais biocompativeis) [Davis, 2003].

	Aços inoxidáveis austeníticos	Ligas de $CoCr$	Ligas de Titânio
Vantagens	Custo; Disponibilidade; Processamento.	Resistência ao desgaste; Resistência à corrosão; Resistência à fadiga.	Biocompatibilidade; Resistência à corrosão; Baixo módulo de elasticidade; Resistência à fadiga.
Desvantagens	Comportamento a longo prazo; Elevado módulo de elasticidade.	Biocompatibilidade; Elevado módulo de elasticidade.	Resistência ao desgaste; Resistência a tensão de corte.

Tabela 3-4 - Composição química dos aços inoxidáveis, ligas de $CoCr$ e titânio (materiais biocompativeis) [Felix, 2008].

	Designação (comercial/ASTM)		
Composição (% em peso)	***316L/F138***	**Vitallium, Stellite 21/F75**	***Ti64/F1472***
Co	-	Base	-
Cr	17-19	27-30	-
Ni	13-15	1	-
Mo	2-3	5-7	-
Fe	Base	0,75	0,3
Ti	-	-	Base
C	0,03	0,35	0,08
Al	-	-	5,5-6,75
Outros	Máx. 0,5 Cu; 2 Mn; 0,025 P; 0,75 Si; 0,2 S; 0,1 N	1 Si; 1 Mn	3,5-4,5 V; 0,2 O; 0,05 N; 0,015H

Tabela 3-5 - Propriedades físicas e mecânicas de dos Aços inoxidáveis, ligas de $CoCr$ e titânio (materiais biocompativeis) [Matweb, 2010; Webster, 2006; Hin, 2004; Yaszemski et al., 2004; Davis, 2003; Park, Bronzino, 2003; Black, Hastings, 1998; ASM, 1988].

Designação	Aço inoxidável austenitico 316L	Ligas de $CoCr$ (F75)	Ti_6Al_4V	Osso cortical
Massa volúmica (g/cm^3)	8,0	8,3	4,43	1,8
Ponto de fusão (°C)	1375-1400	1315-1345	1604-1660°C	-
Dureza (HVN)	130-180	300-400	310	30-60
Tensão de ruptura (MPa)	540-1000	758	930	50-150
Tensão limite de elasticidade 0,2% (MPa)	792	579	855	-
Extensão após ruptura (%)	40	9	12	1
Módulo de elasticidade (GPa)	200	210	106	7-30
Resistência à fadiga (MPa) – tensão máxima ao fim de 10^7 ciclos	250-320	207-310	290-500	-
Coeficiente de fricção com o mesmo metal (em seco)	1	0,8	0,6	-
Tenacidade à fractura ($MPa\sqrt{m}$)	100	100	107	2-12
Condutividade térmica a 20°C (W/mk)	16,2	14,7	6,5	-
Coeficiente de expansão térmica entre 30-200°C ($\times\ 10^{-6}K^{-1}$)	15,9	14,1	8,6	-
Potencial de corrosão (mV), pH 7	-400	-391	-510	-

3.3. Perspectivas de futuro dos materiais metálicos

As ligas metálicas biocompotiveis devem ser desenvolvidas, sem que qualquer elemento da sua constituição possa produzir compostos tóxicos para o corpo humano.

Apesar de haver um leque alargado de elementos metálicos, e uma vasta gama de toxidade, por exemplo, toxidade aguda, carcinogenicidade, e hipersensibilidade, os dados relativos aos efeitos tóxicos dos iões metálicos e compostos ainda não se encontram disponíveis [Hin, 2004]. Actualmente, a toxicidade dos elementos metálicos para o corpo humano não é sistematicamente entendida. Por exemplo, a Agência Internacional de Pesquisa sobre o Cancro da Organização Mundial da Saúde, estima que os compostos de berílio, cádmio, crómio (VI) e níquel são cancerígenos, e afirma que existe possibilidade de compostos de cobalto, chumbo, mercúrio, e ligas de níquel também o serem. No entanto, não existe muita informação específica sobre o potencial cancerígeno de materiais metálicos implantados no corpo humano [Hin, 2004].

Actualmente existem novos desenvolvimentos de biomateriais metálicos, isentos de elementos metálicos suspeitos de grande toxidade para o corpo humano, como o níquel e o vanádio. Destes últimos desenvolvimentos destacam-se [Hin, 2004]:

- Aços inoxidáveis isentos de níquel;
- Ligas de $CoCr$ isentas de níquel;
- Ligas de titânio isentas de vanádio;
- Ligas amorfas – normalmente estas ligas apresentam elevada tensão de ruptura, baixo módulo de elasticidade e elevada resistência à corrosão em relação às ligas cristalinas.

Contudo, estes materiais não só sofrem evolução a nível de composição, como também evolução a nível de dimensão na sua aplicabilidade, pelo que dispositivos como placas de estabilização óssea, hastes do fémur, articulações do joelho, sistema de assistência ventricular, entre outros, necessitam de uma redução das suas dimensões, dada a falta de espaço no corpo humano para acomodar tais objectos [Hin, 2004].

Capitulo 4

4. Aquisição de imagens médicas e biomodelação

O osso humano é um órgão dinâmico com capacidade única de cicatrização e regeneração. A sua principal função consiste em proporcionar um suporte estrutural para o corpo humano, daí se afirmar que grandes alterações na sua estrutura, devido a lesão ou doença podem alterar drasticamente o equilíbrio do corpo e a qualidade de vida [Bártolo, Bidanda, 2008].

Geralmente, no que diz respeito a reparação óssea, podem-se abordar duas vertentes:

- Reparação através de enxertos retirados de zonas saudáveis do próprio corpo do paciente ou recorrendo a fontes externas;
- Bancos de dadores.

O uso de substitutos ósseos sintéticos elimina a necessidade de futuras intervenções cirúrgicas para a realização de novos enxertos e reduz o risco de transmissão de doenças infecciosas no caso dos enxertos ósseos provenientes de fontes externas. Assim sendo, as limitações dos tratamentos actuais têm obrigado os investigadores a expandir a sua pesquisa em torno de alternativas sintéticas para a reconstrução óssea, nomeadamente, próteses metálicas [Gibson, 2005].

Após o cirurgião efectuar uma avaliação da lesão baseada nas imagens médicas deve-se proceder à selecção do dispositivo que melhor se ajusta ao osso saudável. A maior parte das próteses disponíveis é fabricada em larga escala, recorrendo a processos de fabrico convencionais, tais como fundição, estampagem, forjamento, entre outros, apresentando um design de natureza modular, com possibilidade de serem escaladas para melhor se adaptarem ao osso de cada paciente. No entanto, para optimizar a acomodação da prótese é necessário remover algum osso saudável destruindo assim parte de um bem precioso.

A Figura 4-1 mostra um exemplo de um sistema anatómico standard, em liga de titânio, de estabilização de fracturas da tíbia desenvolvido pela *Depuy Orthopedics.*

Figura 4-1 - Estabilizador de fracturas em ligas de titânio [Orthopedics, 2010].

As próteses *standard* por não serem feitas à medida do paciente obrigam a intervenções cirúrgicas de revisão mais complexas e frequentes. Sendo assim, surgiu o interesse em desenvolver próteses personalizadas para cada doente, que exijam pouca ou nenhuma remoção de osso saudável, que ofereçam maior estabilidade da interface prótese/osso e que consequentemente aumentem as possibilidades de sucesso em futuras cirurgias de revisão [Bártolo, Bidanda, 2008].

Actualmente a engenharia inversa e o crescente desenvolvimento das tecnologias de modelação baseadas em imagens médicas obtidas a partir de TAC (Tomografia Axial Computorizada) e RMN (Ressonância Magnética Nuclear), entre outras, permite a construção de modelos de estruturas anatómicas tridimensionais (CAD 3D). Com base nesses modelos tridimensionais, avançadas técnicas de fabrico designadas por tecnologias de prototipagem rápida têm sido usadas para construir modelos físicos cujas principais aplicações são, [Bartolo, Bidanda, 2008; Yang et al, 2006; Winder, Bibb, 2005]:

- Treino cirúrgico (simulação);
- Planeamento pré-operatório;
- Fornecimento de orientações durante a cirurgia;
- Melhoramento da qualidade do diagnóstico;
- Projecto de dispositivos de ficção osteo-integráveis;
- Fabricação de próteses à medida do paciente;
- Clarificação e esclarecimento do paciente/família e obter consentimento para a intervenção.

Em síntese, o fabrico de uma prótese à medida do paciente apresenta inúmeras vantagens, designadamente:

- Redução do tempo necessário para a execução do procedimento cirúrgico;
- Redução do risco e sofrimento para o paciente;
- Montagem mais eficaz, sendo aplicada directamente na zona danificada sem necessidade de remoção de grande quantidade de osso saudável;
- Reparação de grandes áreas afectadas (grandes vazios);
- Fabricação de formas complexas;

No diagrama seguinte (Figura 4-2) descreve sucintamente o fluxo associado ao desenvolvimento de uma prótese produzida à medida do paciente.

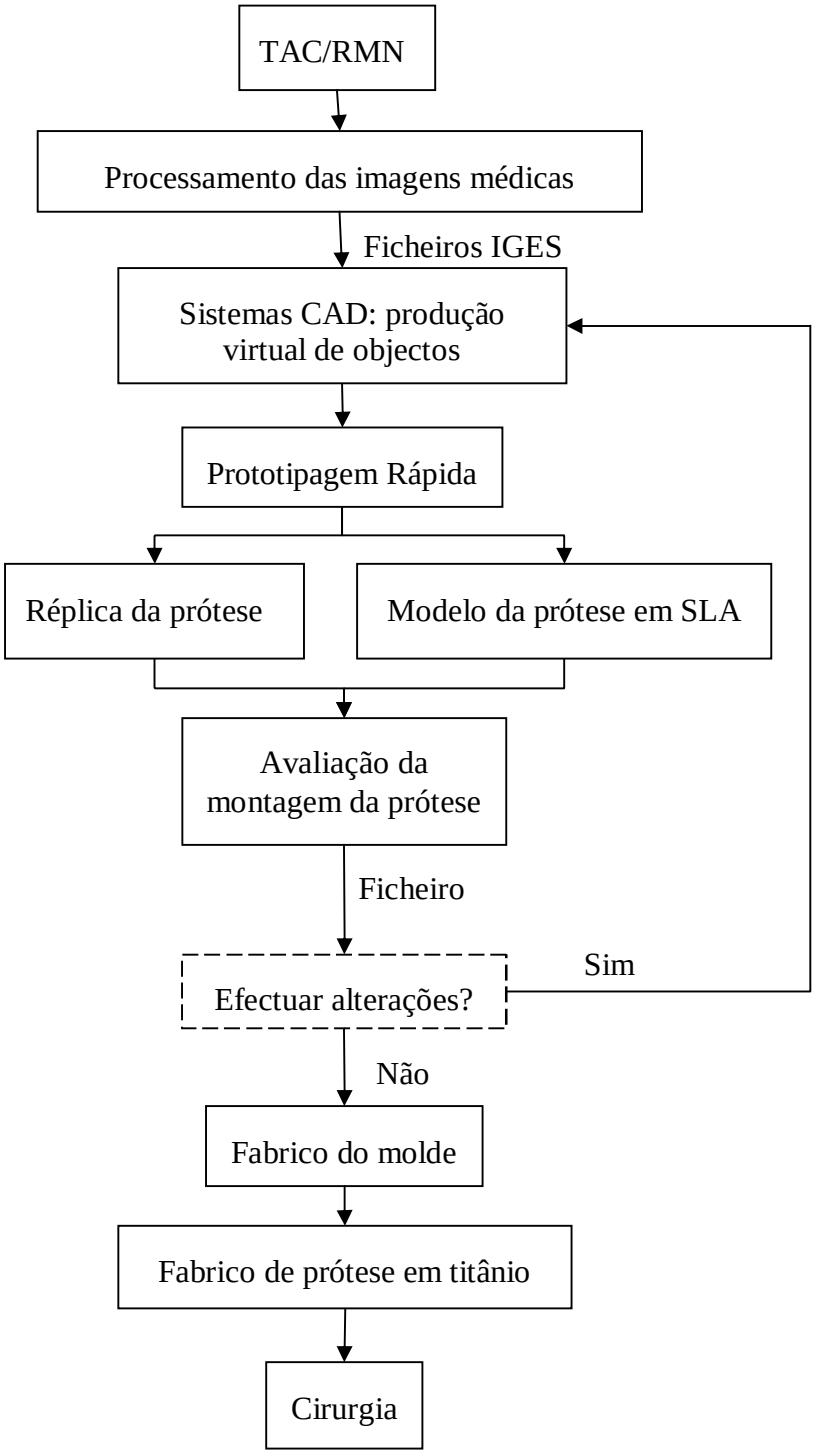


Figura 4-2 - Diagrama de fluxo do desenvolvimento de uma prótese feita à medida do paciente [Singare e tal., 2006, Bazan, 2004].

Na Figura 4-3 mostra o exemplo de uma mandíbula em titânio fabricada à medida do paciente, montada num modelo em ABS (acrilonitrilo-butadieno-estireno), a qual será implantada no maxilar real.

Figura 4-3 - Prótese à medida do paciente em liga de titânio [Janssens, Poukens, 2007].

Os implantes craniofaciais são requeridos principalmente por pacientes em situação pós-traumática, como por exemplo fracturas ósseas ou danos idênticos, provocados por acidente. Mais importante do que as propriedades mecânicas, as próteses tem de apresentar uma elevada complexidade geométrica de forma a adaptar-se anatomicamente. Para além da complexidade geométrica é necessário que o método proporcione uma rápida resposta quanto ao fabrico de próteses dado que a maior parte dos casos trata-se de imergências [Sinha et al, 2007].

4.1. Principais métodos de aquisição de imagens médicas

A evolução nas técnicas de imagiologia médica como a tomografia axial computorizada (TAC) ou a ressonância magnética nuclear (RMN), entre outras, tem facultado meios necessários para a obtenção de análises detalhadas da estrutura e função anatómica do paciente. Cada uma dessas técnicas usa diferentes princípios físicos de modo a gerar um conjunto de imagens transversais do corpo humano, DICOM (digital imaging communications in medicine).

O DICOM é um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica num formato electrónico, entre equipamentos de marcas diferentes, que podem ou não ser compatíveis, e entre equipamentos de imagem e computadores, estejam estes em hospitais, clínicas ou laboratórios.

Estas imagens médicas, apresentam uma espessura de diferenciação entre camadas anatómicas (Figura 4-4), a variar entre $1mm$ e os $10mm$. Este aspecto, influencia o resultado do modelo tridimensional [Bazan, 2004].

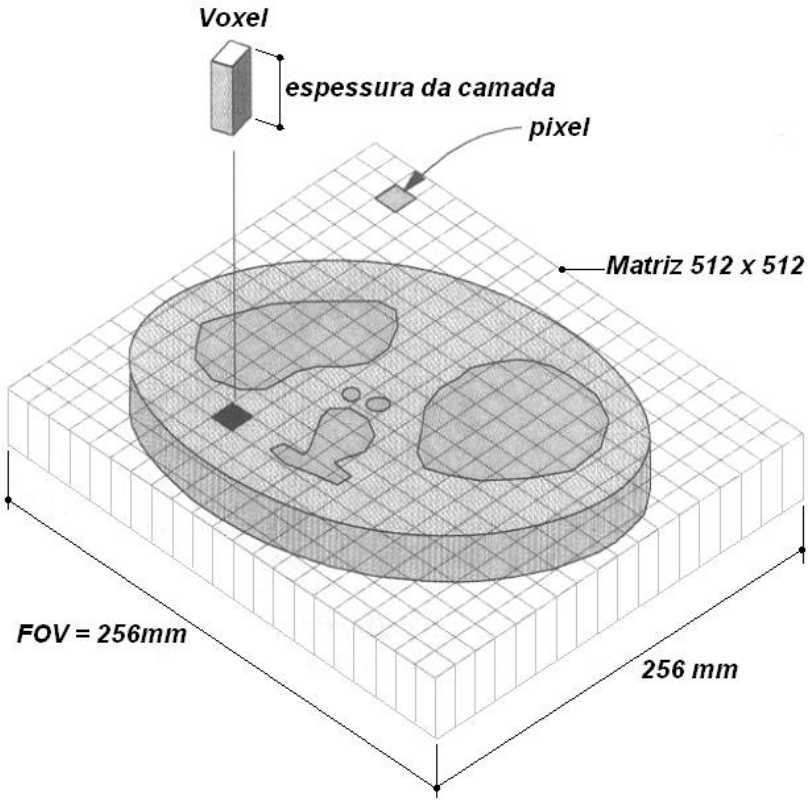


Figura 4-4 - Camada de uma imagem anatómica [Bazan, 2004].

As imagens transversais são tratadas para que o computador possa construir modelos tridimensionais das estruturas anatómicas em análise (Figura 4-5). Através do uso de softwares adequados, é possível isolar determinados órgãos ou tecidos, obtendo um conjunto de dados que podem ser usados para o fabrico de réplicas exactas do órgão através de tecnologias de prototipagem rápida [Bazan, 2004].

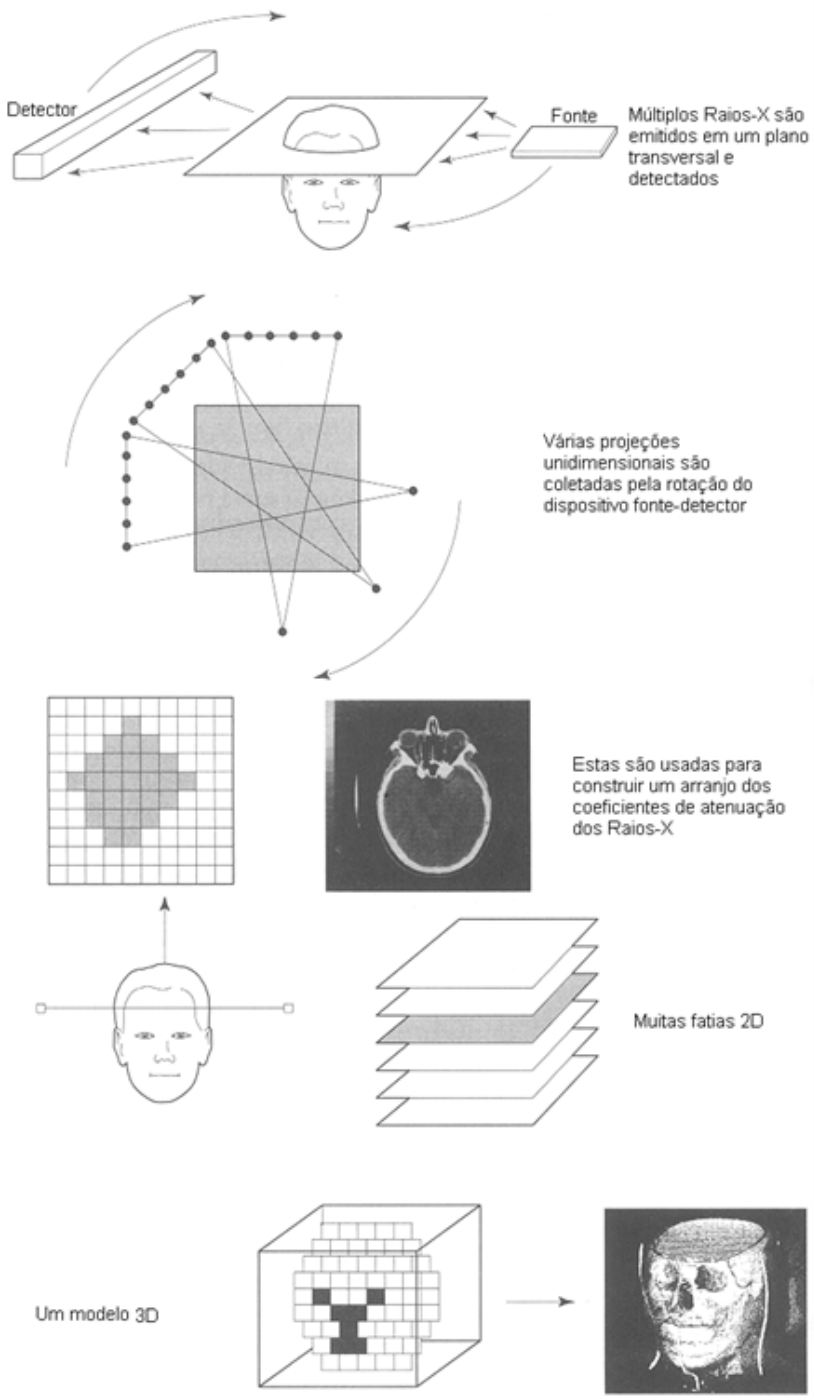


Figura 4-5 - Etapas de construção de um modelo tridimensional [Bazan, 2004].

4.1.1. Tomografia axial computorizada (TAC)

Desenvolvida em 1967 pelo engenheiro electrónico britânico Godfrey Hounsfield, a TAC tem revolucionado por completo o campo da medicina diagnóstica. Hounsfield ligou sensores de raio-X a um computador e desenvolveu uma técnica matemática chamada reconstrução algébrica que permite a montagem de imagens obtidas a partir transmissão dos dados recolhidos dos raio-X em diferentes ângulos [RSNA, 2010].

Em 1973 começou a funcionar a primeira máquina nos Estados Unidos, tendo posteriormente esta técnica evoluído de forma significativa, até que nos dias de hoje já existem maquinas digitais, com capacidade superior à resolução das do raio-X, (Figura 4-6).

Figura 4-6 - Sala de exame de TAC (https://www.swe.siemens.com/portugal/web/pt/healthcare/imprensa/imagens/Pages/VianadoCastelocomTomografia.aspx).

A TAC utiliza o princípio dos raio-X, isto é, à medida que estes atravessam o corpo, são absorvidos em diferentes níveis de radiação em função da densidade local do tecido. Assim, é criada uma imagem numa escala de cinzentos em que cada pixel desta corresponde a diferentes níveis de absorção de raio-X, tal como se pode ver a seguir (Figura 4-7).

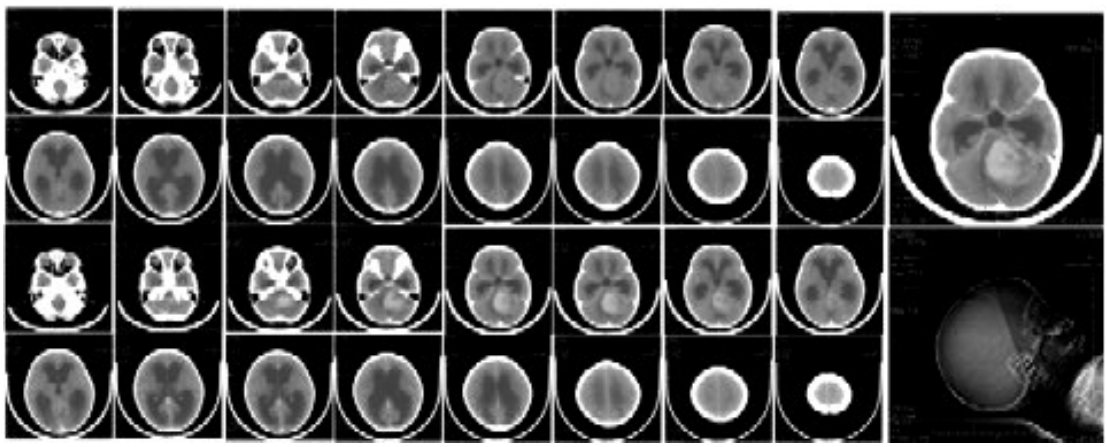


Figura 4-7 - Imagem de um crânio obtido por TAC a vários níveis de absorção. (http://topazio1950.blogs.sapo.pt/35052.html)

Através de softwares gráficos, torna-se possível, com alguns ajustes, atribuir tonalidades às imagens com a finalidade de se destacar tecidos de densidades semelhantes.

Através destes dados, obtidos a partir de múltiplas secções transversais do corpo, podem ser montadas imagens tridimensionais, como se pode ver na Figura 4-8, podendo revelar tanto o osso como tecidos moles, incluindo os órgãos, músculos e possíveis tumores entre outras patologias.

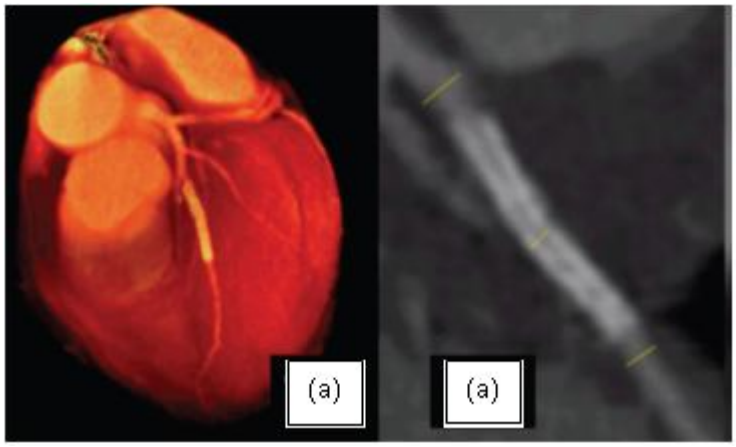


Figura 4-8 - (a)Reconstrução 3D do coração com imagens representativas de secções transversais de uma artéria coronária normal; (b) Dimensões do diâmetro da artéria do coração [Pinto et al, 2006].

4.1.2. Ressonância magnética nuclear (RMN)

Na década 50, foi demonstrado que diferentes materiais ressoavam em função de diferentes níveis de campos magnéticos (princípio da RMN). No entanto, só no início da década de 70 foi inicialmente investigada a imagiologia por RMN, tendo os primeiros equipamentos protótipo sido testados em pacientes por volta de 1980 [Bibb, 2006].

A RMN explora o fenómeno de que todos os átomos possuem um campo magnético que pode ser afectado por ondas de radiofrequência. Os átomos têm um alinhamento natural, e a ressonância magnética trabalha através do uso de poderosas ondas de radiofrequência que alteram temporariamente esse alinhamento. Quando essas ondas são desligadas, os átomos regressam ao seu alinhamento natural, libertando a energia absorvida [Bibb, 2006].

Na Figura 4-9 podem ver-se equipamentos de RMN.

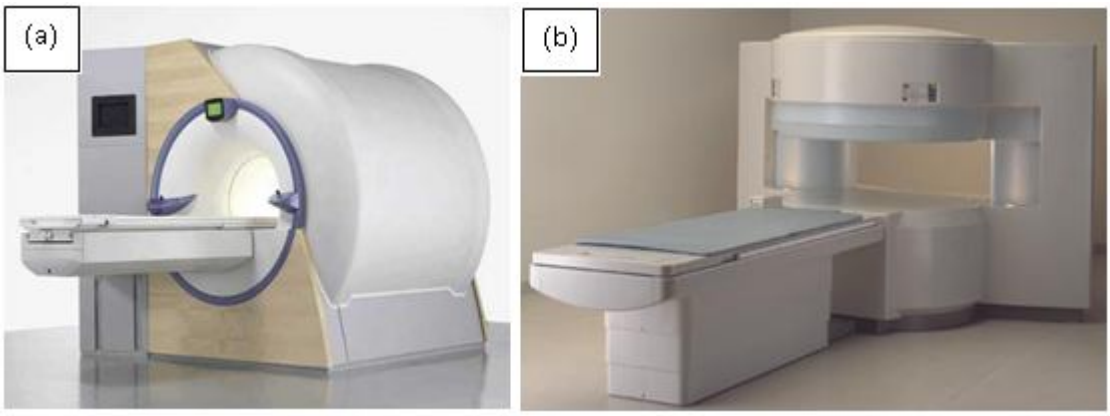


Figura 4-9 - Equipamentos de RMN: (a) Equipamento convencional; (b) Equipamento destinado a pessoas claustrofóbicas [RSNA, 2008].

Para se obter uma imagem, a intensidade das ondas de radiofrequência emitidas pelos átomos é medida em localizações precisas. Através da recolha dos sinais associados a essas diferentes localizações, uma imagem representativa de uma secção transversal pode ser criada. Tal como no caso da TAC, a imagem obtida é apresentada numa escala de cinzentos, em que a sua tonalidade é proporcional à intensidade do sinal [Bibb, 2006].

Como o corpo humano é constituído por cerca de 70 a 75% de água, a RMN capta o núcleo de hidrogénio presente nas moléculas de água. Logo, as regiões que tenham maior concentração de água apresentam escalas de cinzento mais claras e áreas contendo menos água ou nenhuma apresentam-se mais escuras. Por exemplo, o ar surge quase negro, enquanto a gordura apresenta-se quase branca (porque possui grande quantidade de água).

Em ambas as tecnologias de aquisição de imagem existem obstáculos que impossibilitam a obtenção de imagens de extrema qualidade e que posteriormente podem trazer problemas no do fabrico dos modelos físicos, entre os quais se destacam os mais comuns aos dois processos (TAC e RMN) [Bibb, 2006]:

- Efeito do pixel parcial - a imagem obtida é constituída por um conjunto de pixéis com um tamanho definido, em que cada um possui um determinado nível na escala de cinzentos em função da densidade. Se a fronteira entre os dois órgãos de diferentes densidades intersectar apenas um pixel, pode ficar difusa, com esse pixel a assumir um nível intermédio na escala de cinzentos conforme se pode ver na Figura 4-10;

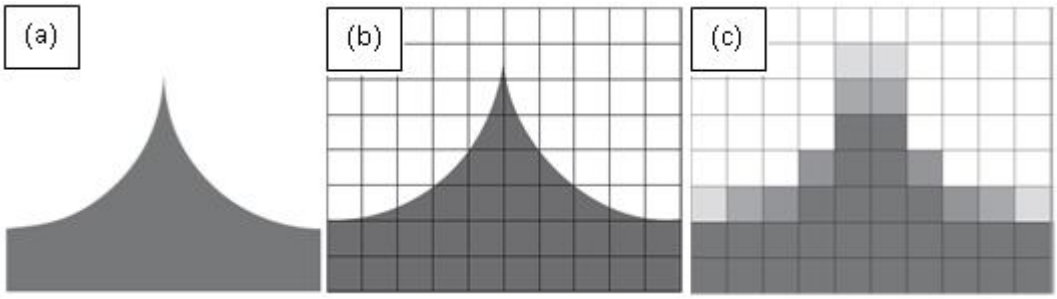


Figura 4-10 - (a) Forma original do objecto; (b) Efeito do tamanho do pixel; (c) Resultado da imagem tomográfica (indefinição das bordas) [Bibb, 2006].

- Falta de informação em determinadas zonas do objecto devido a:
  - Falta de varrimento de toda a secção;
  - Distância entre as imagens obtidas demasiado grande (tipicamente este afastamento é de 1 a $1{,}5mm$, com resultados satisfatórios);
  - Elementos demasiado finos podem não ser captados devido à distância entre imagens captadas originando zonas de elementos dispersos em que a percepção do elemento é ambígua, (Figura 4-11).

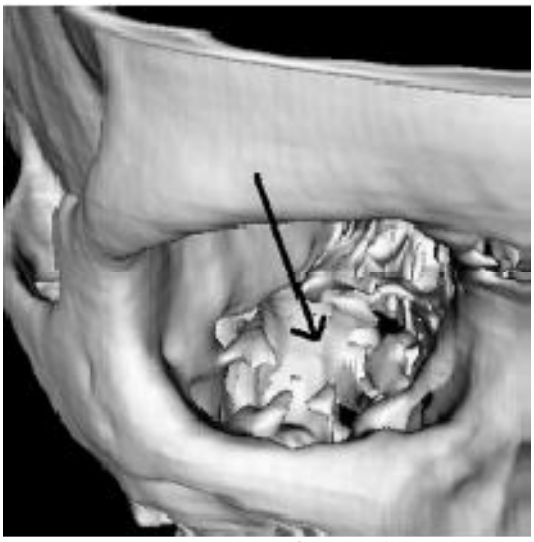


Figura 4-11 - Elementos dispersos devido a uma má aquisição de imagens [Winder, Bibb, 2005].

- Interferências externas:
  - Movimento do objecto durante a aquisição das imagens, provocando distorção. Na aquisição de múltiplas imagens é possível, por exemplo, sincronizar a respiração com o espaço de tempo entre a aquisição das imagens;
  - Objectos metálicos como implantes dentários, pulseiras, parafusos, etc., afectam o campo magnético, originando zonas difusas escuras que se podem confundir com zonas mais densas relativas ao objecto a analisar criando algumas distorções no modelo CAD 3D (Figura 4-12).

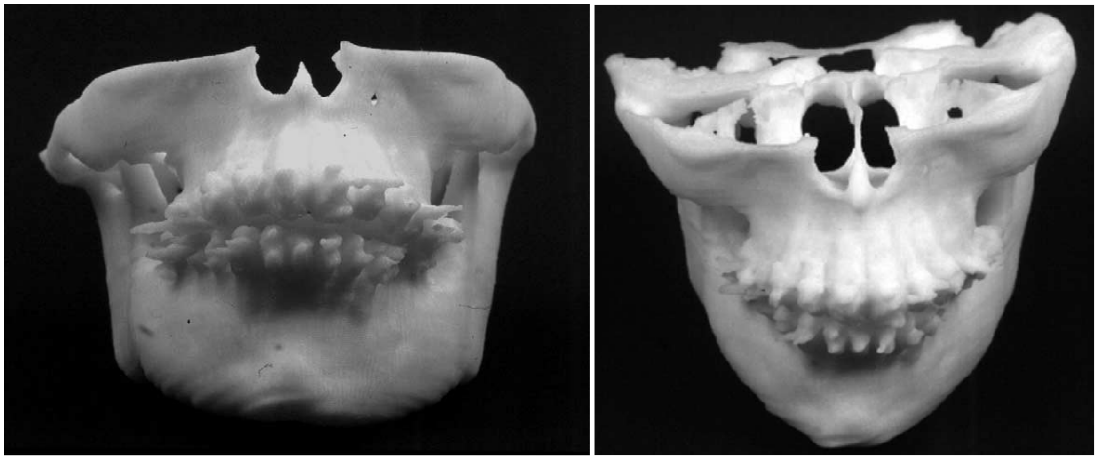


Figura 4-12 - Ruído provocado com a presença de objectos metálicos [Winder, Bibb, 2005].

4.2. *Softwares* para processamento de imagens médicas

Para uma manipulação, isto é, controlo e transferência de dados médicos, são necessários softwares específicos. Os principais *softwares* utilizados e comercializados em prototipagem biomédica são, o *Analyze* (Mayo Foundation, EUA), o *MIMICs* (Materialise, Belgica), o *Biobuild* (Anatomics, Australia) e o *3D-Doctor* (Able Software Corp, USA).

Também existem alguns "*open source*" (programas disponíveis em versões beta), nomeadamente *Invesalius* (*software* Publico Brasileiro) e *Devide* (Tudlft University of technology, Nederland), entre outros, que tentam rivalizar de alguma forma com os softwares comerciais. Trata-se de ferramentas interactivas para a visualização e segmentação de imagens obtidas por TAC ou RMN e para "renderização" (imagem processada por computador) de objectos 3D, (Figura 4-13), sendo depois, projectada em formato STL (Standard Template Library), que é o formato padrão para o uso em prototipagem rápida.

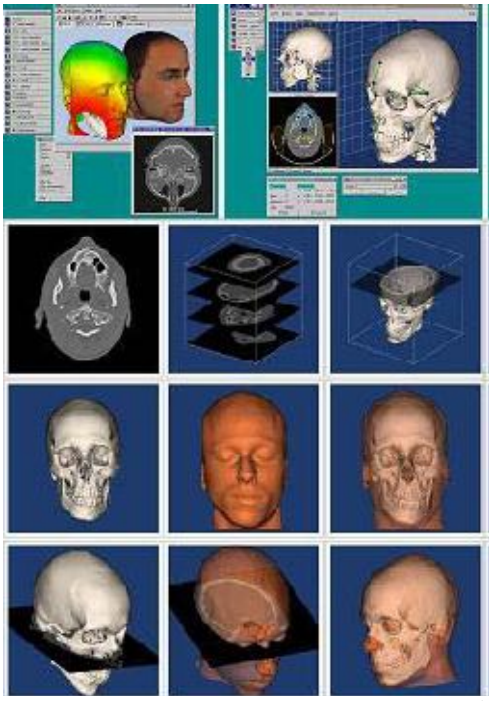


Figura 4-13 - Imagens obtidas por TAC ou RMN e sua "renderização" (imagem processada por computador) de objectos 3D, com diferentes meios de visualização de um crânio humano [Bazan, 2004].

Estes *softwares* podem ser usados no campo médico para diagnóstico, planeamento ou até simulação de intervenções cirúrgicas. Permitem que o cirurgião ou radiologista possam controlar/corrigir a segmentação do TAC ou da RMN sem grande necessidade de conhecimentos técnicos de criação de objectos tridimensionais. Por exemplo, as imagens de artifícios provenientes de implantes metálicos podem ser facilmente removidas obtendo um objecto isento de perturbações externas. Também conseguem salientar certas partes das imagens médicas, como por exemplo um aneurisma da aorta, onde o algoritmo do programa pode definir a região de interesse (Figura 4-14), ou um modelo 3D estruturado e definido, (Figura 4-15), o qual transmite uma visualização mais coerente do estudo em causa.

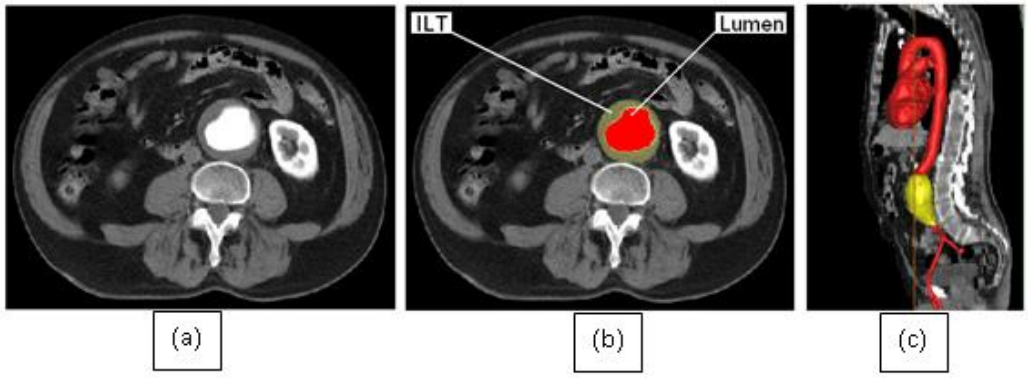


Figura 4-14 - (a) – Imagem anatómica de aneurisma da aorta; (b) – Definição da região de interesse; (c) – Geração do modelo 3D pelo software *Mimics* [Mcgloughlin, Doyle].

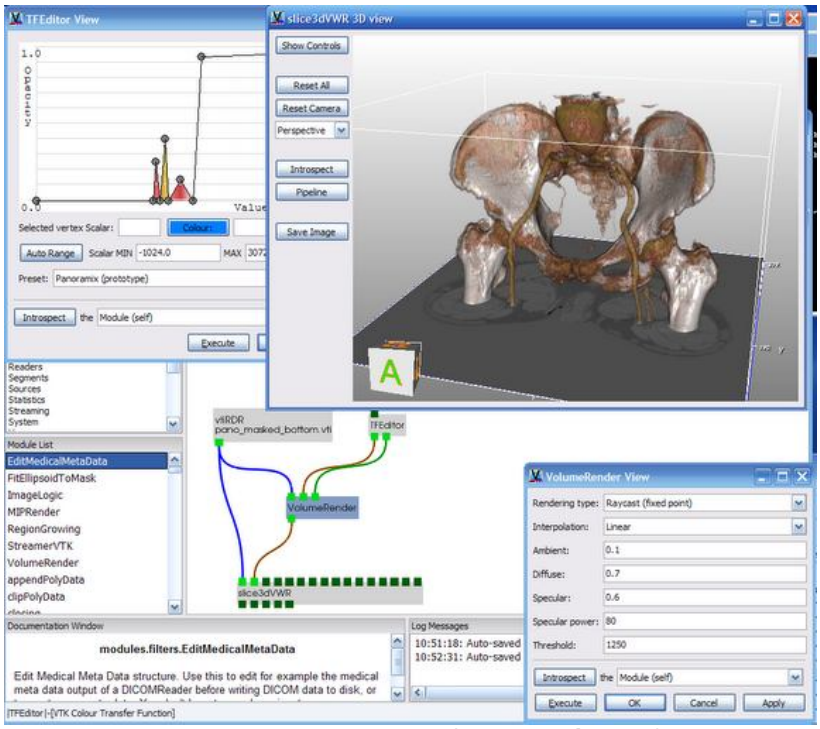


Figura 4-15 - Modelo 3D estruturado e definido através do *software Devide.*

Pode-se também ver na figura seguinte, (Figura 4-16) como exemplo de imagens obtidas por TAC e a sua respectiva "renderização" 3D de um crânio recorrendo ao *software Invesalius*.

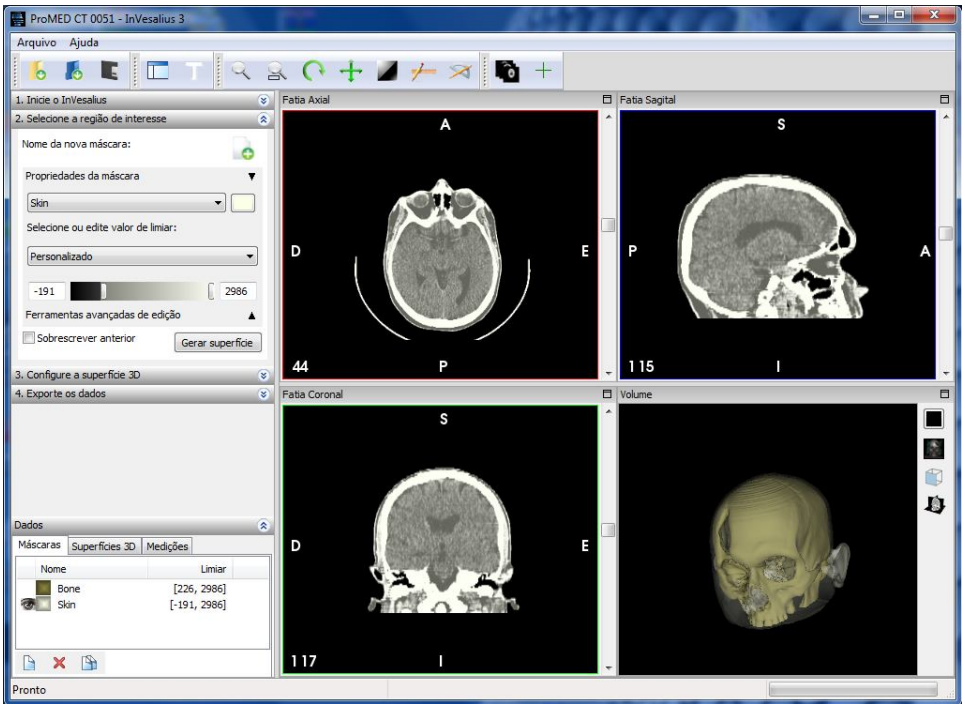


Figura 4-16 - Ambiente de trabalho do *software Invesalius*.

4.3. Biomodelação de próteses a partir de ficheiros em STL

O desenvolvimento de um projecto de uma prótese requer a possibilidade de ser facilmente manipulado a partir de imagens médicas.

Os modelos obtidos a partir das "renderizações" dos *softwares* mencionados no subcapítulo 4.2. apresentam a sua superfície constituída por pequenas faces triangulares, devido ao facto de se tratar de ficheiros transformados em formato STL. O recurso a *softwares* convencionais para manipular este tipo de objectos obriga a um exaustivo trabalho de conversão das facetas triangulares do modelo em superfícies, como se de um trabalho de engenharia inversa se tratasse. Para evitar tal problema, pode-se projectar a prótese à medida do paciente, directamente sobre o ficheiro STL recorrendo a alguns *softwares*, como o *3-Matic* e o *Magics*, da Materialise, e o *Blender* (Blender Fundation, Holanda) *software "open sourc*e" para modelagem, animação, texturização, composição, renderização, edição de vídeo e criação de aplicações interactivas em 3D, tais como jogos, apresentações e outros.

Estudos demonstram que trabalhos de projecto de próteses realizados a partir de softwares convencionais de CAD 3D podem demorar cerca de 3 vezes mais do que a modelação nos softwares mencionados, nomeadamente o *3-Matic*. No caso do projecto de implantes de mandíbula (Figura 4-17) ou de placas cranianas (Figura 4-18), o trabalho de modelação é extremamente complexo nos sistemas convencionais de CAD devido ao facto de se ter de combinar elementos orgânicos com elementos de engenharia, como os elementos de fixação do implante ao osso saudável [Janssens, Poukens, 2007].

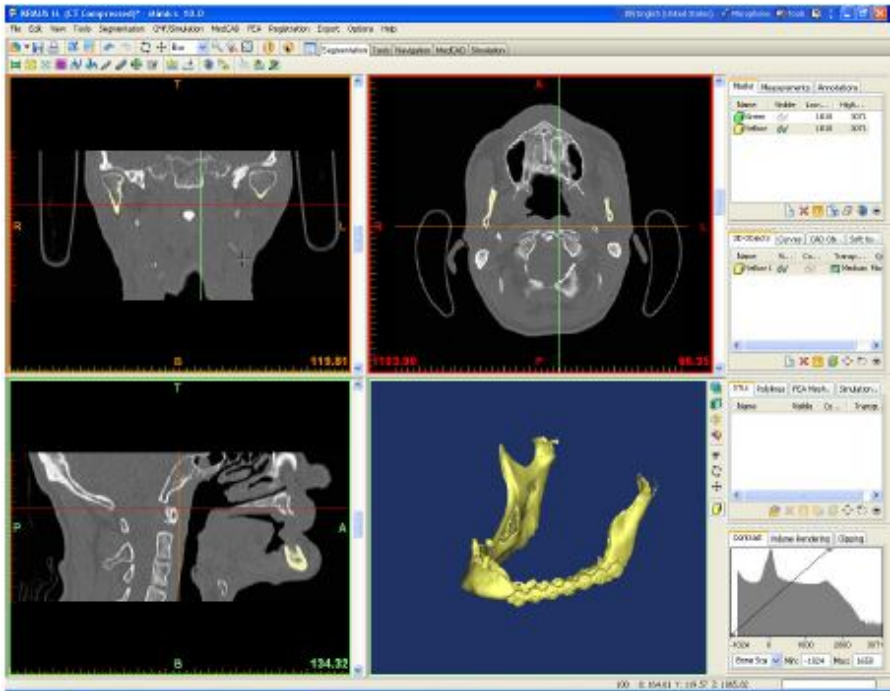


Figura 4-17 - Projecto de implantes da mandíbula, através do software MIMICS [Janssens, Poukens, 2007].

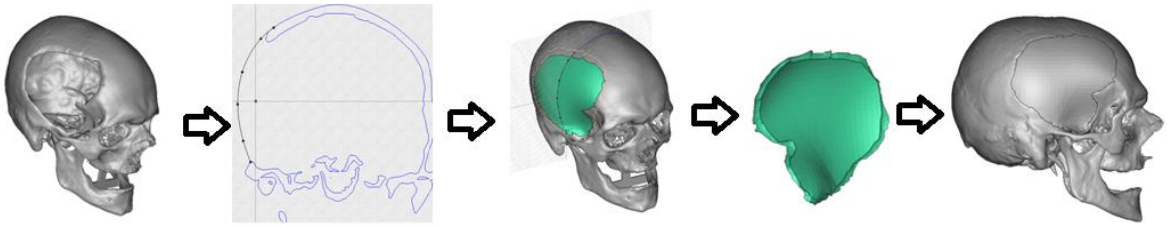


Figura 4-18 - Esquema de processamento de modelação de próteses para cranioplastias. Adaptado da [CADFLOW, 2010].

Nesta fase de biomodelação, é importante o conhecimento do futuro uso do biomodelo para determinar exactamente a região de interesse, eliminando ou não, o indesejado da sua estrutura, com a intenção de racionalizar o uso do material e diminuir o tempo de construção, reduzindo o custo final do biomodelo. Para proporcionar uma adequada determinação destes parâmetros, o modelo 3D pode ser enviado ao cirurgião para ser avaliado através de *softwares* visualizadores específicos para este fim, como o *SolidView*, sem necessidade do conhecimento de informática, por parte do cirurgião [Meurer et al, 2007].

Capitulo 5

5. Prototipagem Rápida

A prototipagem rápida consiste num conjunto de processos tecnológicos que permitem fabricar modelos físicos tridimensionais directamente a partir de um desenho em CAD 3D. Os modelos são construídos progressivamente por camadas não havendo necessidade de utilizar qualquer tipo de ferramentas (Figura 5-1).

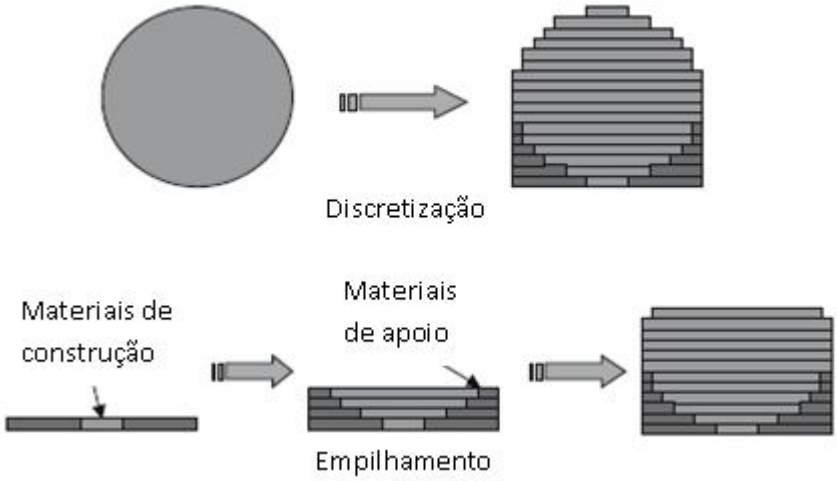


Figura 5-1 - Principio da Prototipagem Rápida [Liu et al, 2006].

Os modelos são CAD 3D de camadas, ao longo de um plano (direcção geralmente Z), com uma espessura de camada, pré-determinado. Cada camada contém informações dos contornos do modelo e no seu interior recheios do modelo em altura. Em seguida, as informações da camada são utilizadas para gerar códigos de controlo da máquina sendo depois enviados a um sistema de prototipagem rápida para direccionar o bico ou a laser para fabricar cada camada do modelo físico. O modelo físico é construído camada por camada, em que cada camada fica firmemente presa ao anterior [Liu e tal, 2006].

Numa fase inicial, estes produtos finais servem para testar as funcionalidades dos componentes projectados; numa fase mais avançada é possível obter a partir deles ferramentas de produção, de menor custo e em menor tempo, destinadas ao fabrico de pré-séries para ensaio dos componentes e para projecto das ferramentas de produção definitivas. Nestas condições, a prototipagem rápida deverá ser considerada como uma ferramenta básica num sistema de engenharia simultânea [Winder, Bibb, 2005].

É habitual que estas peças apresentem irregularidades superficiais, devido à sua espessura por camadas, ("efeito de escada", Figura 5-2), e também alguma rugosidade submilimétrica provocada pela remoção manual dos suportes (Figura 5-3), obrigando assim posteriormente um acabamento superficial.

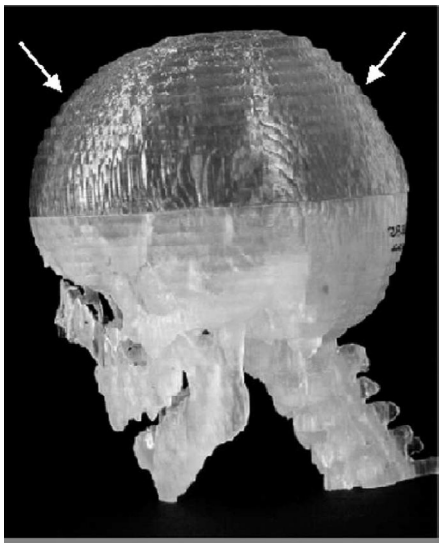


Figura 5-2 - Efeito escada num modelo produzido em estereolitografia [Winder, bibb, 2005].

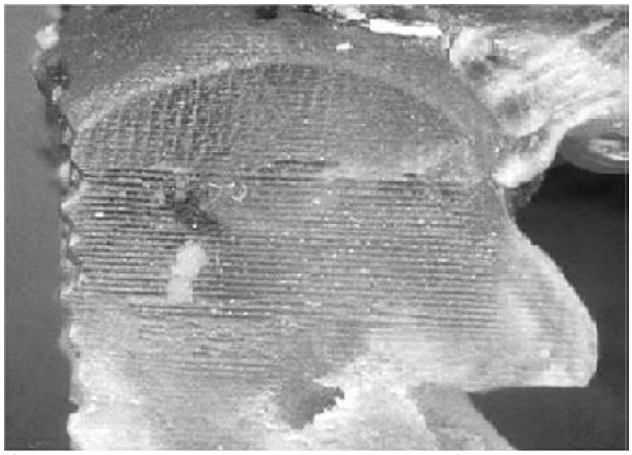


Figura 5-3 - Superfície rugosa de um modelo em estereolitografia devido aos suportes [Winder, bibb, 2005].

Este processo de prototipagem rápida, vem ao longo dos anos, cada vez mais a ser utilizada em várias áreas (Figura 5-4), e em 2006 já representava 10,4% de protótipos na área médica [Yang et al, 2006].

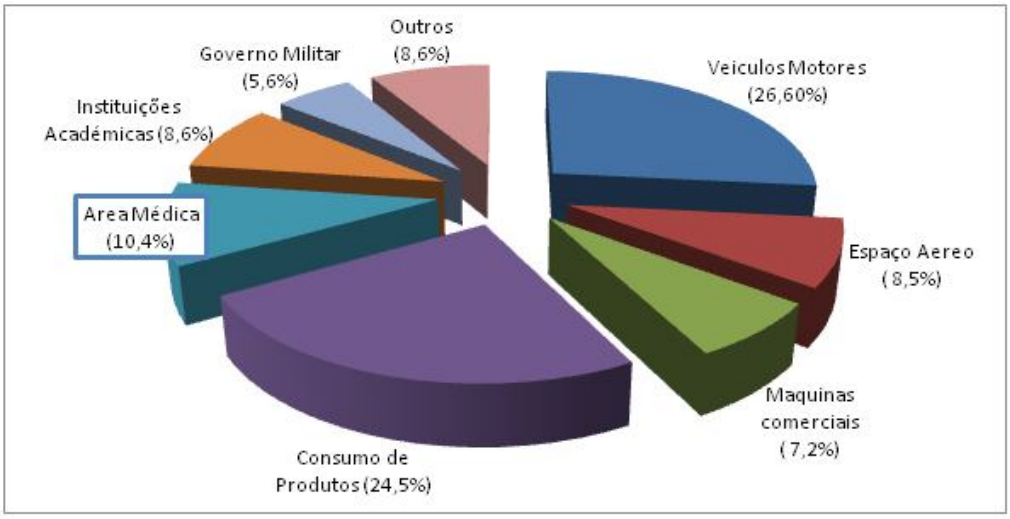


Figura 5-4 - Áreas de aplicação da prototipagem rápida [Yang et al, 2006].

5.1. Principais processos de prototipagem rápida

Os principais processos de prototipagem rápida são [Alves et al, 2001]:

- Estereolitografia (SL);
- Sinterização selectiva por laser (SLS);
- Impressão tridimensional (TDP);
- Fabrico de objectos por camadas (LOM);
- Modelação por extrusão de plástico (FDM).

Na prototipagem rápida não existem processos ideais. Os vários processos apresentam vantagens e inconvenientes, consoante o modelo e a aplicação em causa, tendo cada um deles, o seu campo de aplicação específico. Como tal, deve-se optar por um processo em que se deve ter em contas os seguintes factores:

- Propriedades físicas, mecânicas e estéticas exigidas ao protótipo;
- Material a usar;
- Disponibilidade dos processos;
- Custos envolvidos;
- Prazos para realização do protótipo.

Como a produção de próteses à medida do paciente requer uma elevada precisão dimensional, os processos mais utilizados na prototipagem rápida para obtenção dos protótipos das próteses à medida do paciente são os que têm maior precisão como a estereolitografia (SL). No entanto, processos como a sinterização selectiva por lazer (SLS), impressão tridimensional (TDP) e modelação por extrusão de plástico (FDM) também tem os seus campos de utilização.

5.1.1. Estereolitografia

Consiste num processo em que o objecto é construído a partir da fotopolimerização de uma resina epoxídica com recurso a um feixe de raios ultravioleta. O feixe laser percorre uma determinada zona provocando uma reacção de polimerização fotoquímica. A extensão desta reacção depende da potência do laser, do seu diâmetro e da velocidade de varrimento, [Alves et al., 2001].

O seu sistema elevatório é extremamente preciso e permite que o modelo vá sendo construído com o laser a fazer o varrimento correspondente à secção do modelo a uma determinada cota (Figura 5-5).

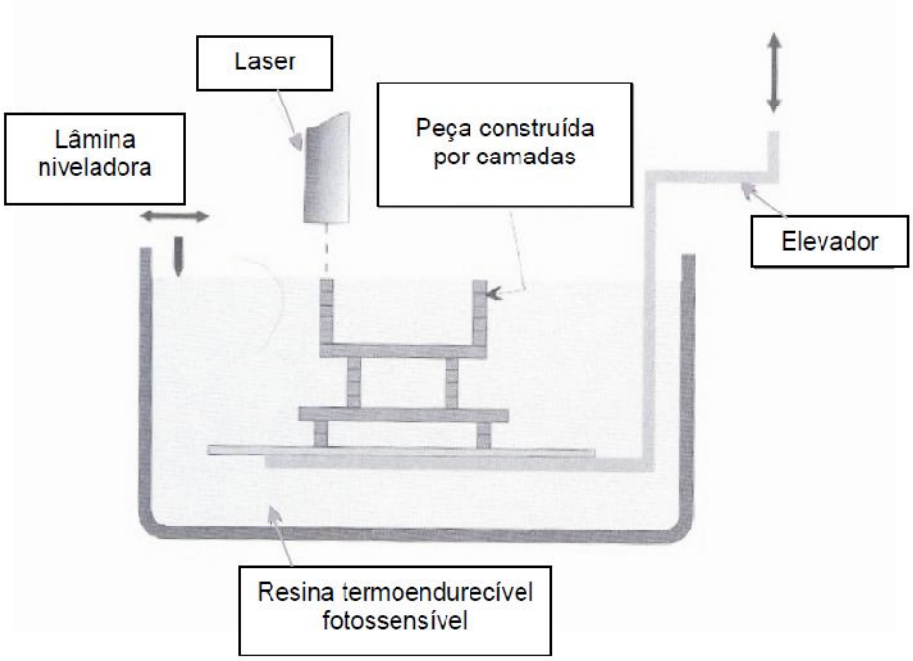


Figura 5-5 - Princípio de funcionamento de uma dada máquina de estereolitografia [Alves et al., 2001].

Após este processo é necessário efectuar-se um acabamento por cura numa câmara de luz ultravioleta, para ocorra a cura completa do modelo.

5.1.1.1. Quickcast

Consiste numa variante do processo de estereolitografia, em que os modelos são baseados numa estrutura tridimensional oca em forma de ninho de abelha, (Figura 5-6). Esta estrutura é definida automaticamente pelo *software*, permitindo reduzir a densidade relativa do modelo em cerca de 70 a 80% [Alves et al., 2001]. Estes modelos, alem de mais económicos e mais rápidos de fabricar, podem servir como modelo perdido no processo de obtenção de peças para fundição por "cera perdida" (modelo perdido).

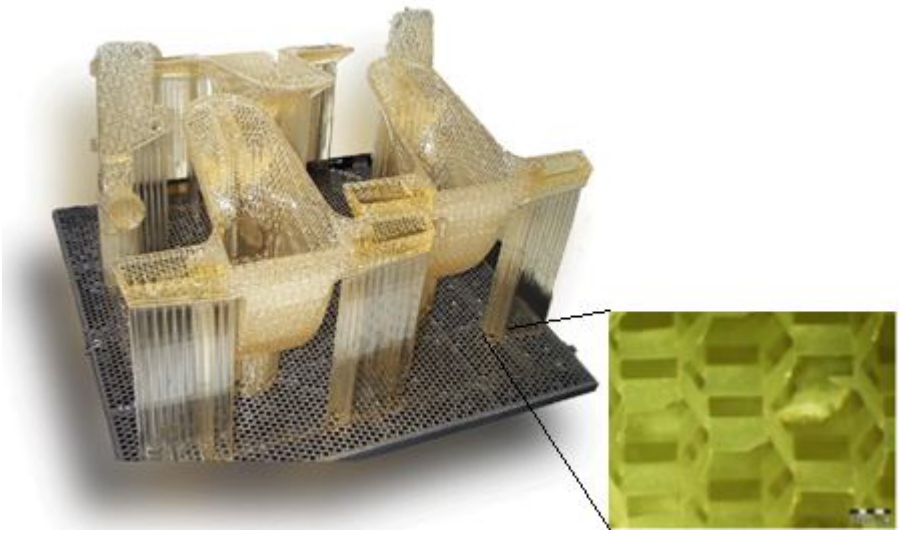


Figura 5-6 – Estrutura interna de um modelo em estilo QuickCast (http://www.moellerdesign.com/quickcast.htm)

5.1.2. Sinterização selectiva por laser (SLS)

Trata-se de um processo que utiliza pós de baixa granulometria de diversos materiais, nomeadamente, plásticos, compósitos de matriz polimérica, metais ou cerâmicas revestidas a termoplástico ou ligas de metálicas, os quais são ligados entre si através do varrimento de um feixe de laser de elevada potência [Alves et al., 2001].

É distribuída uma camada de pó correspondente à espessura de cada camada de construção, na câmara previamente aquecida. Através de sistemas electromecânicos de elevada precisão, o feixe de laser incide sobre as partículas, dando origem à fusão parcial das interfaces dos pós, de forma a obter um sólido, semelhante às estruturas de produtos obtidos por compactação seguida de sinterização (pulverometalurgia) (Figura 5-7) [Alves, et al., 2001].

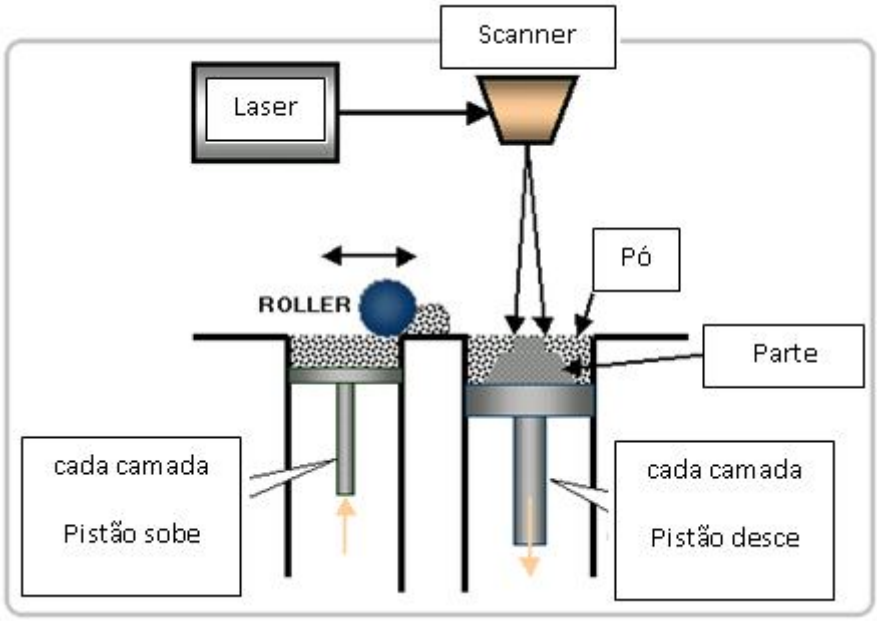


Figura 5-7 - Principio de funcionamento do processo de sinterização selectiva por lazer (SLS) [Arptech, 2010].

Neste processo ao contrário da estereolitografia, como se trata de um meio de construção sólido, não é necessária a construção de estruturas de suporte do modelo em causa.

5.1.3. Impressão tridimensional (TDP)

Consiste na distribuição de uma camada uniforme de pó sobre a superfície de trabalho, sendo de seguida depositado o ligante sobre essa camada, na zona correspondente ao corte local da peça, (Figura 5-8) [Alves et al., 2001].

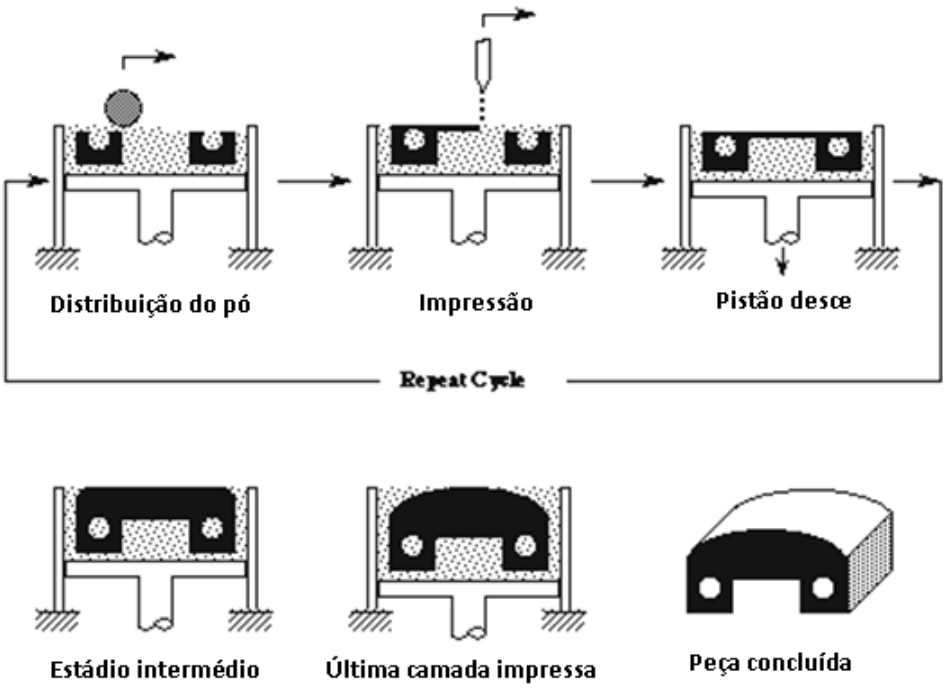


Figura 5-8 - Principio de funcionamento do processo de impressão tridimensional [kaczinsky et al, 2000].

Este processo repete-se camada após camada, até o modelo ficar totalmente construído. Após a finalização do processo, este é retirado da área de trabalho, ficando apenas solto o pó não aglutinado pelo ligante.

Posteriormente, após a sua finalização é necessário submeter o protótipo a uma impregnação com objectivo de fortalecer a ligação entre as partículas, aumentando assim a sua resistência [Alves et al., 2001].

5.1.4. Modelação por extrusão de plástico (FDM)

Trata-se de um processo de construção de um modelo por adição de material em camadas, formadas pela extrusão de um material plástico através de uma fieira. O equipamento possui duas cabeças extrusoras, uma para construir o modelo e outra para depositar o material de suporte. Como a alimentação se processas de forma contínua, não há desperdício de material, gastando-se apenas o estritamente necessário para a construção do modelo [Alves et al., 2001].

5.2. Características, vantagens e desvantagens dos processos de prototipagem rápida

A título de resumo, apresenta-se na Tabela 5-2 as vantagens e desvantagens mediante o processo de utilização [Alves et al, 2001].

Tabela 5-1 - Vantagens e desvantagens dos principais processos mais usados na prototipagem rápida [Alves et al., 2001].

Processos	Vantagens	Desvantagens
Estereolitografia (QuickCast)	Excelente precisão dimensional e de acabamento superficial; Sistema consiste com máquinas e *software* fiáveis; Permite obter formas complexas com excelente detalhe; Pouco desperdício de material; Possibilidade de usar materiais para aplicações médicas; Diversidade de materiais (Resistentes a altas temperaturas, flexíveis, transparentes, etc.).	Elevado custo do equipamento e dos materiais; Elevados custos de manutenção; Tempo de fabrico relativamente elevado; Necessidade de suportes; Necessidade de pós-cura; Problema dos volumes fechados.
Sinterização selectiva por Laser (SLS)	Um dos melhores processos de obtenção de protótipos funcionais em material termoplástico; Elevada resistência mecânica e térmica; Rapidez de execução das peças; Não necessidade de suportes; Não necessita de pós-cura no caso de materiais termoplásticos.	Rugosidade superficial, Porosidade; Baixa precisão dimensional; Elevado custo de matéria-prima.
Impressão tridimensional (TDP)	Não necessita de suportes físicos para construir o modelo; Permite qualquer tipo de geometria; Possibilidade de obter diferentes cores num modelo; Elevada velocidade; Versatilidade.	Elevada granulometria – mau acabamento superficial; Peças frágeis em verde; Formas intrincadas dificultam a remoção do pó.
Modelação por extrusão de plástico (FDM)	Excelentes propriedades dos protótipos em termoplástico; Permite usar modelos em cera no processo de fundição de precisão; Boa precisão dimensional nos 3 eixos; Permite o uso simultâneo de dois materiais, desde que estes sejam compatíveis entre si.	Processo lento; Elevado custo dos modelos; Elevado custo de equipamento.

5.3. Principais processos de fabrico directo de protótipos

No mercado de fabrico directo de protótipos metálicos, aplicados a dispositivos médicos e implantes em materiais como ligas de titânio, aço inoxidável, ligas de $CoCr$ e outros, existem duas companhias líderes, nomeadamente a *Arcam* (Mölndal, da Suécia) e a *EOS* (Munique, da Alemanha). A *Arcam* usa como processo o EBM (Electron Beam Melting) para produção dos seus protótipos, [Arcam, 2010] e a EOS usa a energia laser para fundir materiais metálicos (processo DMLS – Direct Metal Laser Sintering).

A Figura 5-9 mostra exemplos de peças metálicas fabricadas pela Arcam.

Figura 5-9 - Copa acetabular fabricada em titânio pelo processo EBM, tratando-se de implantes Standard (http://www.arcam.com/industry-segments/medical-implants.aspx).

Apesar destes processos envolverem um elevado custo em equipamentos e matérias-primas no fabrico de peças em ligas de titânio, estes podem, a curto prazo, tornar-se fortes concorrentes e eventualmente sobrepor-se em certos nichos de mercado a tecnologias ditas mais convencionais, como, a fundição de ligas de titânio, maquinagem ou soldadura. A sua grande vantagem reside no facto de possibilitar o fabrico de componentes de geometria complexa, num relativo curto espaço de tempo [Grimm, 2005; Felix, 2008].

Nesta perspectiva, também o fabrico de próteses à medida do paciente, por fundição de precisão recorrendo a modelos obtidos por estereolitografia, nomeadamente QuickCast, pode oferecer os mesmos ou melhores resultados, como vantagem adicional de oferecer um processo muito mais flexível porque permite também fabricar componentes em larga escala num curto espaço de tempo e a custos interessantes [Felix, 2008].

5.4. Duplicação de modelos através de moldes em silicone

Nas tecnologias de fabrico rápido (processo indirecto), o silicone é bastante utilizado devido às suas elevadas características de flexibilidade, transparência e resistência térmica. O processo consiste no vazamento de silicone sobre um dado modelo obtido por prototipagem rápida, para se obter um molde que seguidamente é curado. Após o corte do molde é retirado o modelo do seu interior. Este ficará pronto para o vazamento de vários materiais, nomeadamente, poliuretano, ceras, etc. [Vasconcelos, 2004], podendo desta forma conseguir-se a reprodução de um modelo.

Estas reproduções preservam e reproduzem fielmente o original, obtendo-se assim uma boa reprodução de detalhes do protótipo em causa. Os moldes também conhecidos como VCM (Vacuum cast moulding), permitem produzir pequenas series de 5 a 20 peças intricadas. A flexibilidade da borracha (silicone), facilita bastante a desmoldagem de formas complexas, com reentrâncias e sem ângulos de saída [Vasconcelos, 2004].

Capitulo 6

6. Fundição de Precisão

O processo de fundição de precisão por cera "perdida" (microfusão ou investment casting), consiste na conversão de um modelo, normalmente em cera envolvido numa barbotina cerâmica que ao endurecer forma uma moldação não permanente. O termo "perdido" é aplicado porque o modelo é destruído durante a sua remoção da moldação cerâmico [Beeley, Smart, 1995]. A Figura 6-1, demonstra o processo de fundição de precisão por cera perdida.

Figura 6-1 - Esquema do processo de obtenção de uma peça por fundição de precisão em modelos de cera perdida (http://www.mecanica.ufu.br/old/ArquivosDisciplinas/GEM31_0815.PDF).

Este processo permite a obtenção de peças com:

- Boa qualidade superficial adequadas a diversas aplicações;
- Elevada precisão dimensional;
- Grande liberdade de formas;
- Rapidez;
- Geometrias finas e complexas;

A maioria, dos fundidos obtidos através deste processo encontram-se praticamente prontos a serem usados, evitando-se assim custos adicionais elevados de acabamentos, tais como maquinagem e soldadura. Estes factores são muito atractivos para a produção de peças de precisão em Ti ou outras ligas reactivas [Duarte et al., 2008].

6.1. Carapaças cerâmicas

Os primeiros desenvolvimentos deste processo começaram, entre os anos 40 e 50 com as ligas de elevado ponto de fusão e elevada reactividade levando a um crescimento no mercado aeroespacial, médico, joalharia e outros [Frye, Yasrebi, 2001]. A elevada reactividade da liga de titânio, levantam problemas de compatibilidade com materiais tradicionais utilizados nas carapaças cerâmicas para vazamento de aço inoxidável ou ligas leves [Duarte et al, 2008].

Como já foi referido anteriormente (Capitulo 3), o material que será utilizado para este caso de estudo será o titânio. Embora já existam vários estudos na produção de carapaças e cadinhos cerâmicos, realizados no INEGI por Rui Felix, sobre a interacção entre metal/moldação dever-se-á ter um certo cuidado nos materiais a utilizar.

A interacção que ocorre entre o metal fundido e o material da moldação ou cadinho cerâmico, durante o processo de fundição de ligas altamente reactivas (nomeadamente $Ti6Al4V$), pode dar a origem a defeitos, tais como diferenças de estrutura e de composição entre o centro do fundido e sua periferia [Barbosa, 2001; Felix, 2008]. Esta heterogeneidade estrutural e de composição, poderá dar origem a um aumento da sua susceptibilidade à corrosão ou até mesmo a diminuição de biocompactibilidade da liga [Atwooda et al, 2005].

Na Figura 6-2 mostra o exemplo da interface/cerâmica.

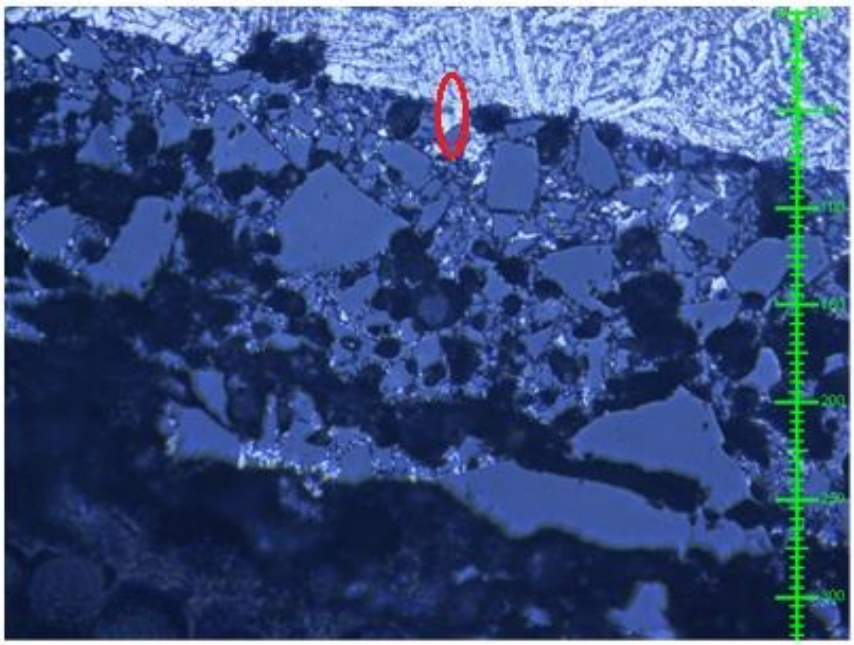


Figura 6-2 - Pormenor da interface metal/cerâmica.

A reacção do metal com a moldação e com o meio, resulta numa camada frágil e fissurada superficial designada por "$\alpha - case$" obtida na interface titânio/moldação cerâmica tendo como consequência redução significativa das propriedades mecânicas das peças fundidas [Duarte et al., 2008].

6.1.1. Requisitos no fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas

São necessários determinados requisitos no fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas, para a produção de fundidos de qualidade, tais como [Barbosa, 2001; Felix, 2008]:

- Os materiais cerâmicos deverão ser quimicamente inertes perante a liga metálica de forma a não afectar a qualidade da peça fundida e ter uma temperatura de "amolecimento" superior à temperatura de fusão da liga;
- Tendo em conta a elevada reactividade e elevado ponto de fusão destas ligas reactivas, a fusão devera ser feita o mais rapidamente possível;
- Economicamente viável de aplicar em processo industrial.

A necessidade de obter carapaças (moldações e cadinhos) cerâmicas quimicamente estáveis e com alta refractariedade, acatam um desafio adicional ao seu fabrico, que consiste no facto das barbotinas feitas com materiais com estas características serem muito instáveis, apresentando uma durabilidade muito curta [Frye, Yasrebi, 2001; Cingi, 2006; Felix, 2008].

6.1.2. Formação de $\alpha - case$

O titânio e as suas ligas dissolvem intersticialmente uma grande quantidade de impurezas como o oxigénio, carbono e azoto, que degradam as suas propriedades mecânicas e físicas das ligas [kostov, Friedrich, 2005].

Como consequência da dissolução do oxigénio no metal durante a solidificação, dá-se à superfície do fundido, a formação de uma zona rica em oxigénio habitualmente designada por $\alpha - case$. Esta camada dura e frágil, reduz a ductilidade do fundido podendo ser iniciadora da propagação de fendas de fadiga. Esta camada é normalmente retirada através do processo de maquinagem química [Barbosa, 2001; Felix, 2008].

A extensão e espessura do $\alpha - case$ depende de vários factores, entre os quais se destacam:

- Material da moldação e cadinho cerâmico;
- Tempo de contacto entre o metal e a moldação e cadinho cerâmicos a elevadas temperaturas;
- Temperatura de vazamento;
- Temperatura de pré-aquecimento das moldações.

A temperaturas inferiores a 500°C, pode considerar-se desprezável a difusão do oxigénio no titânio, pelo que se pode concluir que os factores que controlam a velocidade de arrefecimento do fundido são directamente responsáveis pelo tempo de contacto metal/cadinho e moldação a temperaturas elevadas e, consequentemente, pela extensão da camada contaminada, entre os quais se destacam:

- Material do cadinho e da moldação;
- Tipo de liga metálica;
- Temperatura da liga no momento do vazamento;
- Temperatura de pré-aquecimento do cadinho e da moldação;

- Geometria e espessura do fundido;
- Geometria da moldação.

Um dos processos habitualmente usados para determinação da extensão do $\alpha - case$ é a medição da dureza através de um perfil de microdurezas ao longo da espessura do fundido. O perfil de microdurezas de um fundido com $\alpha - case$ apresenta normalmente uma curva característica de microdureza/distância da superfície (Figura 6-3).

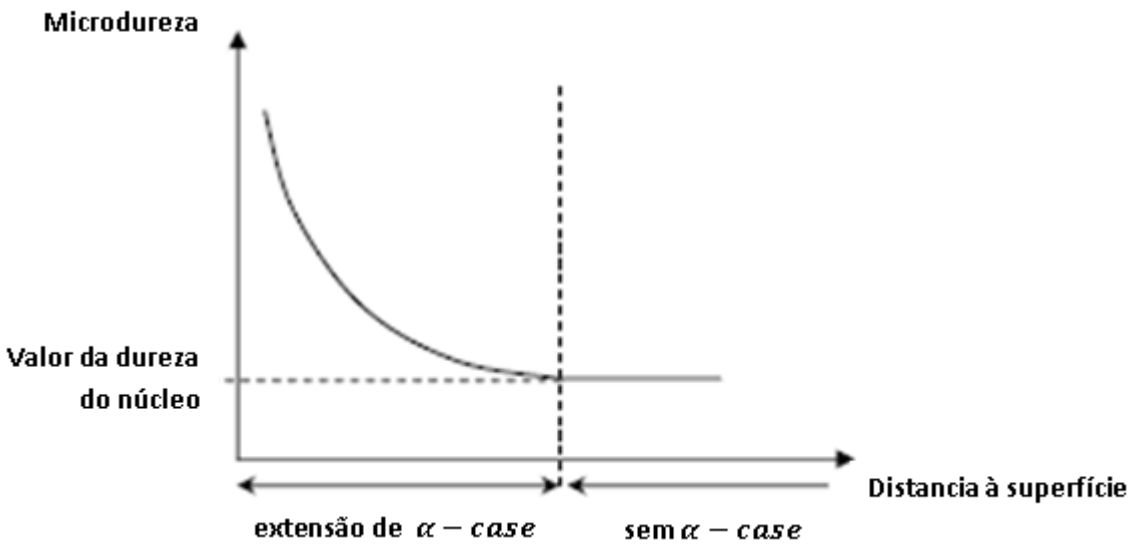


Figura 6-3 - Gráfico da variação da microdureza em função da distancia à superfície de um fundido com $\alpha - case$ [Barbosa, 2001; Felix, 2008].

A curva de variação de microdurezas em função da distância à superfície do fundido acompanha a curva de variação do teor de oxigénio ao longo da mesma zona.

6.1.3. Materiais Cerâmicos

A selecção correcta das matérias-primas para as moldações no processo de fundição, de qualidade superior é extremamente importante.

Quando se trata de fundição de ligas reactivas e em particular a fundição de ligas de titânio, esta acção assume uma dimensão superior, porque neste caso em particular, haverá a necessidade de desenvolver novas metodologias de fabrico de cadinhos e moldações em carapaça cerâmica que conciliem o uso de diferentes materiais para o fabrico da camada de contacto (normalmente designado por *facecoat*) e para o material de enchimento (normalmente designado por *backup*) de forma a minimizar a reacção do metal com a superfície do cadinho e da moldação e conseguir custos aceitáveis.

Os critérios de selecção de materiais cerâmicos para fabrico dos cadinhos e carapaças cerâmicas, baseiam-se essencialmente na consideração de diversas características que os cerâmicos materiais possuem, nomeadamente [Barbosa, 2001; Felix, 2008]:

- Energia livre de formação;
- Temperatura de fusão/amolecimento;
- Propriedades térmicas;
- Disponibilidade/custo.

No caso da fundição de ligas reactivas, como é o caso da liga $Ti6Al4V$, existem vários óxidos com potencial em termos de propriedades termodinâmicas que os colocam como principais candidatos ao fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas.

➢ Energia livre de formação

Quanto mais negativa for a energia livre de formação (-ΔG), maior será a estabilidade do óxido. Uma excelente forma de seleccionar possíveis materiais a utilizar, é analisando os diagramas de Ellingham, que dão indicações sobre a variação da energia livre em função da temperatura [Barbosa, 2001; Rui Felix, 2008].

No caso concreto do fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas para ligas reactivas, surgem os óxidos metálicos com valores muito negativos de energia livre de formação, tal como se pode ver na Figura 6-4, esta apresenta a variação da energia livre de formação de alguns óxidos em função da temperatura.

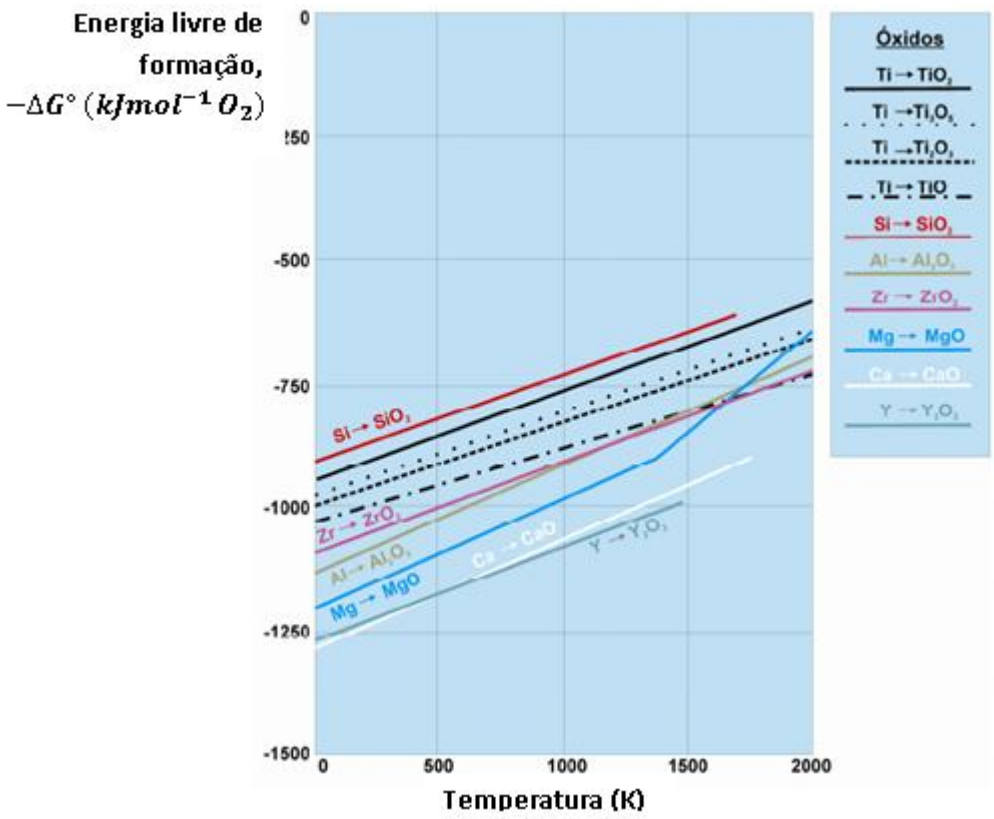


Figura 6-4 - Diagrama de Ellingham de alguns óxidos, [Felix, 2008].

No diagrama de Ellingham, deve-se ter em atenção que a estabilidade de um óxido é tanto maior quanto mais abaixo no diagrama ele estiver. Assim sendo para verificar a compatibilidade entre um óxido e um elemento, deve-se ter em consideração que a curva de energia livre do óxido deve estar sempre abaixo da curva de energia livre relativa aos óxidos

do elemento em questão, caso contrário, o óxido pode ser reduzido pelo elemento em causa, [Felix, 2008].

- **Temperatura de fusão/amolecimento**

A temperatura de fusão de compostos refractários é uma das principais propriedades a ter em conta num processo de selecção deste tipo. No entanto, existe outra propriedade associada que importa ter em conta, a temperatura de *Tamman* ou temperatura de amolecimento. Esta temperatura corresponde aproximadamente a ¾ da temperatura de fusão do material cerâmico, e estabelece um limite acima do qual ocorrem diversos mecanismos que podem ser nefastos para a sanidade do componente refractário, nomeadamente, deformações permanentes, ruptura após aplicação de baixas solicitações, etc. Existem ainda propriedades que são marcadamente afectadas quando se ultrapassa a temperatura de amolecimento, nomeadamente a condutividade térmica e eléctrica e o calor específico [Carniglia, Barna, 1992].

A Tabela 6-1 mostra a temperatura de fusão e amolecimento de alguns óxidos por ordem decrescente.

Tabela 6-1 - Temperatura de fusão e amolecimento de alguns óxidos [Carniglia, barna, 1992; Feagin, 1986]

Óxido	Temperatura de fusão $(°C)$	Temperatura de amolecimento $(°C)$
Cálcio (CaO)	2927	2195
Magnésio (MgO)	2852	2139
Zircónia (ZrO_2)	2715	2036
Ítria (Y_3O_3)	2415	1811
Alumina (Al_3O_3)	2054	1541
Sílica (SiO_3)	1723	1292

- **Propriedades térmicas**

Existem duas importantes propriedades térmicas na selecção de materiais para fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas:

- Coeficiente de expansão térmica;
- Condutibilidade térmica.

A Tabela 6-2 apresenta os valores destas propriedades para diferentes óxidos.

Tabela 6-2 - Tabela dos coeficientes de expansão térmica e condutividade térmica de vários óxidos [Felix, 2008].

Óxido	Coeficiente de expansão térmica ($\times 10^{-6}K^{-1}$) 20 - 1000°C	Condutividade térmica ($Wm^{-1}K^{-1}$) 20°C
Zircónia estabilizada com ítria ($ZrO_2(Y_2O_3)$)	10	2,5
Ítria (Y_3O_3)	8,1	8-12
Alumina (Al_3O_3)	8,0	28-35
Sílica (SiO_2)	0,5-0,75	1,2-1,4

A correcta selecção dos materiais tendo em conta estas propriedades pode influenciar a resposta em trabalho de determinado componente refractário, nomeadamente no que diz respeito ao choque térmico ou até mesmo em relação à compatibilidade de diferentes materiais que compõem a carapaça ou cadinho cerâmico, como por exemplo o caso de carapaças ou cadinhos compostos por *facecoat* feito num material diferente do *backup*.

- **Disponibilidade/custo**

Alguns óxidos embora possuam uma energia livre de formação bastante negativa e uma elevada refractariedade, têm outras características que inviabilizam a sua aplicação, nomeadamente, a radioactividade, a toxicidade, higroscopicidade (tornando os componentes esboroáveis) e o seu elevado custo. A Tabela 6-3 mostra os óxidos cujas características nocivas ou o custo inviabilizam a sua aplicação.

Tabela 6-3 - Tabela de características de alguns óxidos que inviabilizam a sua aplicação, [Carniglia, Barna, 1992; Felix, 2008]

Óxidos	Toxicidade	Radioactividade	Higroscopicidade	Custo
BeO	X	-	-	X
ThO	-	X	-	X
UO_2	-	X	-	X
BaO	-	-	X	X
SrO	-	-	X	X
La_2O_3	-	-	-	X
CeO_2	-	-	-	X
HfO_2	-	-	-	X

6.1.3.1. Refractários

Como podemos ver no subcapítulo anterior, existem vários óxidos metálicos com elevado potencial para o fabrico do *facecoat* de cadinhos e carapaças cerâmicas, nomeadamente a ítria, a zircónia, a cálcia e a magnésia. Na Tabela 6-4 demonstrara uma breve síntese das propriedades anteriores.

Tabela 6-4 - Breve síntese das principais propriedades de alguns óxidos [Carniglia, Barna, 1992; Feagin, 1986].

Óxidos	Energia livre de formação, $-\Delta G°$ a 1000K ($kJ\ mol^{-1}\ O_2$)	Temperatura de amolecimento ($°C$)	Coeficiente de expansão térmica ($\times 10^{-6} K^{-1}$) $20 - 1000°C$	Condutividade térmica ($Wm^{-1}K^{-1}$) $20°C$
Y_2O_3	1079,1	1811	8,1	8 – 12
ZrO_2	895,1	2036	10 (ZrO_2/6%CaO)	2,5 (ZrO_2/6%CaO)
CaO	1069,4	2195	-	-
MgO	997,2	2139	-	-
Al_2O_3	906,6	1541	8,0	28 - 35

- **Alumina (Al_2O_3):** Apesar de apresentar uma energia livre de formação muito negativa, este possui uma temperatura de amolecimento inferior à temperatura de fusão da liga $Ti6Al4V$, praticamente inviabilizando a sua utilização como material para *facecoat*. Mas este parece ser um material interessante para ser utilizado como *backup*, quer pela sua proximidade com a ítria no que diz respeito ao coeficiente de expansão térmico, quer pelo seu custo reduzido.

- **Cálcia (CaO):** Este material é bastante atractivo para ser utilizado no fabrico de *facecoat* para carapaças cerâmicas, devido à sua energia livre de formação ou temperatura de amolecimento. Mas pelo facto de ser altamente higroscópico, torna-o difícil de utilizar em aplicações industriais, porque necessita de recurso a técnicas de vácuo durante o processamento [Barbosa, 2001].

- **Magnésia (MgO):** Tal como cálcia, a magnésia apresenta valores de energia livre de formação interessantes, assim como uma temperatura de amolecimento bastante elevada. Mas, existem estudos em que indicam um fraco comportamento face ao choque térmico resultando numa frequente destruição do cadinho por fractura e também uma elevada penetração de metal na parede do cadinho.

- **Zirconia (ZrO_2):** Apresenta também um grande valor de energia livre de formação, assim como uma elevada temperatura de amolecimento, logo surge como o mais forte candidato a material de *facecoat* para carapaças cerâmicas.
  Dado o potencial de zirconia pura como refractário é no entanto dificultado pelo facto de sofrer algumas transformações alotropicas (forma monoclínica à temperatura ambiente, tornando-se assim tetragonal a 1170°C e posteriormente cúbica acima de 2300°C). Esta transformação é acompanhada por um contracação volumétrica de,

aproximadamente 9% o que leva à ruptura da carapaça cerâmica [Barbosa, 2001]. Este comportamento pode ser controlado com a adição, de pequenas quantidades (5 e 15%) de elementos estabilizadores, tais como a cálcia, a magnésia e a ítria, reduzindo significativamente a variação volumétrica que ocorre durante a transformação monoclínica/tetragonal. Sendo assim, é possível usar zircónia parcial ou totalmente estabilizada [Barbosa, 2001].

- **Ítria (Y_3O_3):** Este é sem dúvida o material com maior potencialidade para o fabrico de carapaças cerâmicas, pelo facto de possuir um valor de energia livre de formação muito negativo, tornando-a o material quimicamente mais inerte relativamente ao titânio, a par de uma temperatura de amolecimento superior à temperatura de fusão da liga Ti6Al4V.

  Estudos realizados permitiram verificar que a ítria é o óxido que permite obter os melhores resultados, nomeadamente [Barbosa, 2001; Felix, 2008]:
  - Reduzida extensão de $\alpha - case$;
  - Baixos valores de teores de oxigénio;
  - Reduzida incorporação de ítria nos fundidos.

  No entanto a construção de cadinhos integralmente em ítria acarretam problemas com a fragilidade por choque térmico, custo elevado e difícil processo de fabrico [Barbosa, 2001; Felix, 2008]. Estes factores poderiam à partida inviabilizar qualquer tentativa de fabrico de carapaças cerâmicas com este material, contudo, desenvolveram-se metodologias que permitem desenvolver carapaças com uma camada de contacto à base de ítria com cerca de duas camadas, sendo as restantes camadas que constituem a carapaça feitas à base de outro material menos dispendioso e com maior resistência ao choque térmico. Existe também a possibilidade de desenvolver a camada de *facecoat* em ítria sobre um cadinho pré existente [Barbosa, 2001; Felix, 2008].

6.1.4. Ligantes

Na fundição de precisão por cera perdida utilizam-se essencialmente ligantes à base de sílica coloidal. No entanto, após análise do diagrama de Ellingham (Figura 6-4, Subcapítulo 6.1.3), verifica-se que é previsível a existência de reacção entre a sílica e os óxidos de titânio, dada a elevada estabilidade destes.

Sendo assim, e após inúmeras tentativas de diversos investigadores com o objectivo de desenvolverem carapaças cerâmicas com valores reduzidos de extensão de $\alpha - case$ (na obtenção de fundidos em liga $Ti6Al4V$), surgiram na década de 80 os melhores resultados recorrendo a ligantes como a zircónia e a ítria coloidal [Barbosa, 2001]. Estes trabalhos resultaram na obtenção de fundidos com valores de extensão de $\alpha - case$ que variaram entre 2,5 e 180μm, mas foi igualmente referido, a dificuldade em se obter um processo de moldação consistente devido à elevada instabilidade destes ligantes, provocando a rápida gelificação das barbotinas.

Foram igualmente referenciados por Calvert bons resultados a partir de sistemas de zircónia coloidal em combinação com zircónia estabilizada com CaO em que os valores de extensão de $\alpha - case$ variaram entre os 25 e os 75μm. Tal como Feagin, também Calvert teve problemas em estabilizar as barbotinas, tendo ainda referido problemas de destruição de moldações cerâmicas durante o processamento térmico [Barbosa, 2001; Felix, 2008].

Como já se havia analisado, a ítria e a zircónia estabilizada parecem ser os mais fortes candidatos a materiais refractários para fabrico do *facecoat* das carapaças cerâmicas, o mesmo acontecendo com os ligantes. Assim sendo, a ítria coloidal e a zircónia coloidal apresentam-se como potenciais candidatas a serem utilizadas como ligantes nestes sistemas, embora não seja prudente colocar de lado outras alternativas, tais como a sílica coloidal. Para isso será necessário desenvolver barbotinas estáveis e métodos de fabrico de carapaças cerâmicas que diminuam os efeitos negativos de algumas propriedades destes materiais que à primeira vista não são os mais adequados.

6.1.5. Estabilização da barbotina

Praticamente existem dois tipos de interacção entre partículas, atracção ou repulsão. Quando as forças de atracção dominam, as partículas vão aderir entre elas até à coalescência de toda a dispersão. Por outro lado, enquanto as forças de repulsão prevalecerem, a suspensão permanecerá estável [Shi, 2002].

É bastante frequente que em sistemas coloidais a colisão entre as partículas, quando tal acontece desencadeia-se uma interacção entre ambas que importa ser conhecida para um melhor entendimento da estabilidade deste tipo de sistemas.

A primeira causa de atracção das partículas coloidais é a acção das forças de Van Der Waals. Isto é, uma dispersão será considerada estável quando as forças de repulsão forem suficientemente elevadas para contrariarem as forças de Van Der Waals. A estabilidade pode ser obtida da forma apresentada na Figura 6-5.

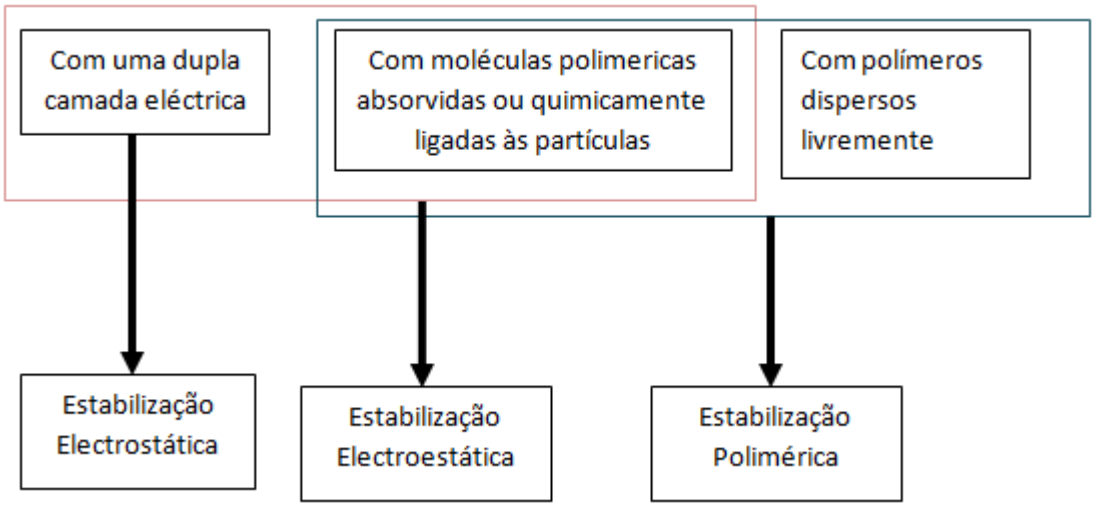


Figura 6-5 - Métodos de estabilização de barbotinas [Felix, 2008].

A combinação dos dois primeiros mecanismos de estabilização, leva a uma estabilidade electrostérica, e com a combinação dos dois últimos é realizada a adição de polímeros sendo normalmente designada por estabilização polimérica [Shi, 2002].

6.2. Processo de fusão

Neste ponto abordam-se fundamentalmente os processos de fusão e vazamento de ligas de titânio, já que estas apresentam maiores dificuldades em relação às outras ligas metálicas abordadas (aços inoxidáveis austeníticos e ligas de $CoCr$). Esses processos e metodologias devem contemplar, nomeadamente, os seguintes aspectos, [Barbosa, 2001; Felix, 2008]:

- Necessidade de efectuar a fusão em vácuo ou com atmosfera de gás inerte devido à elevada reactividade das ligas titânio líquido com o oxigénio e o azoto;
- Devido à elevada reactividade das ligas de titânio líquido com a maior parte dos refractários, é fundamental a selecção de processos que minimizem o contacto físico entre o metal fundido e o cadinho, bem como recorrer à utilização destes fabricados em refractários inertes face à liga a fundir.

A selecção dos diferentes processos de fusão de ligas de titânio deve ter em consideração diversos factores, nomeadamente, a composição da liga, a geometria e dimensão da peça a obter, custo e as condições operatórias [Sung, Kim, 2007].

A Tabela 6-5 apresenta uma listagem dos principais processos de fusão de ligas de titânio em função do tipo de fusão, sendo cada um desses processos abordado nas secções seguintes.

Tabela 6-5 – Principais processos de fusão de ligas de titânio [Sung, King, 2007].

<table>
<tr><th colspan="2">Tipo de forno</th><th>Tipo de cadinho</th></tr>
<tr><td rowspan="2">Forno de fusão por arco eléctrico</td><td>Eléctrodo consumível</td><td rowspan="3">Cadinho de cobre refrigerado a água</td></tr>
<tr><td>Eléctrodo permanente</td></tr>
<tr><td colspan="2">Forno de fusão por feixe de electrões</td></tr>
<tr><td colspan="2">Forno eléctrico de fusão por indução</td><td>Cadinho cerâmico</td></tr>
</table>

Forno de fusão por arco eléctrico consumível e cadinho de cobre refrigerado a água

Consiste numa fusão contínua de um eléctrodo consumível numa câmara de vácuo com atmosfera controlada. A fusão dá-se quando um potente arco de corrente contínua é criado entre o eléctrodo e um cadinho de cobre arrefecido a água. O calor do arco funde o eléctrodo depositando-se no cadinho de cobre, que ao arrefecer o metal, forma uma carapaça metálica sólida na parede interior do cadinho impedindo o contacto entre este e o metal líquido que vai sendo fundido [Sung, Kim, 2007; Barbosa, 2001].

Forno de fusão por arco eléctrico com eléctrodo permanente e cadinho de cobre refrigerado a água

Processo semelhante ao processo descrito anteriormente, mas diferenciando com a utilização do eléctrodo permanente, normalmente de grafite, cobre ou uma liga de tungstanio. Neste processo a carga a fundir é colocada dentro de um cadinho de cobre refrigerado a água, e em que ao iniciar-se a fusão, é igualmente criada uma carapaça sólida de metal que impede o contacto do cadinho com o metal que entretanto continua a fundir [Barbosa, 2001].

Forno de fusão por feixe de electrões e cadinho de cobre refrigerado a água

As tecnologias de fundição baseadas na fusão por meio de um feixe de electrões em cadinhos de cobre refrigerados a agua tem sido usadas para a produção de pelas em ligas de titânio, fabrico de monocristais, etc. Com este processo é possível o sobreaquecimento do metal imediatamente antes e durante o vazamento, aumentando desta forma a fluidez deste. Neste processo é possível controlar a temperatura e a velocidade de processamento, diversificar as ligas quer seja a partir de sucata ou de eléctrodos consumíveis, sendo um processo económico quando se trata de fundir grandes quantidades com o mesmo peso e dimensão.

Forno eléctrico de fusão por indução e cadinho de cobre refrigerado a água

Neste processo, ao contrário dos casos anteriores em que o sobreaquecimento do metal líquido é muito baixo, mesmo utilizando um cadinho de cobre refrigerado a água, consegue um sobreaquecimento superior como maior homogeneidade da liga. Tal acontece devido ao facto da energia não ser localizada numa determinada região, mas sim em todo o volume do líquido. Para além disso, o campo magnético provoca uma agitação no banho que facilita a homogeneização dos componentes de carga de fusão.

Forno eléctrico de fusão por indução e cadinho cerâmico

Este processo consiste na fusão de metal por indução electromagnética, em cadinhos cerâmicos sob vácuo e atmosfera controlada. O estudo em constante desenvolvimento consiste na procura de matérias inertes para o fabrico de cadinhos cerâmicos, [Felix, 2008]. Perante os estudos desenvolvidos pelo INEGI, o forno eléctrico de fusão por indução de cadinho cerâmico (Figura 6-6) será uma das alternativas [Martins, 2008; Felix, 2008], para a realização do trabalho proposto.

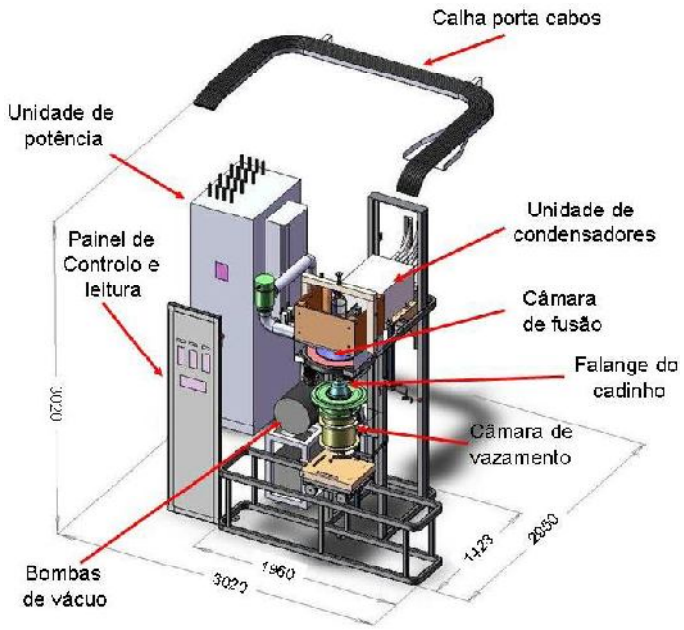


Figura 6-6 – Modelo do forno eléctrico de fusão por indução e cadinho cerâmico [Martins, 2008].

(http://www.consarc.com/pages/vim.html)

A Tabela 6-6 apresenta as vantagens e desvantagens do uso deste forno por indução e cadinho cerâmico.

Tabela 6-6 – Vantagens e desvantagens do forno de fusão por indução e cadinho cerâmico [Felix, 2008].

Vantagens	Desvantagens
• Baixo custo de equipamento; • Necessidade de pouco espaço físico para a instalação do equipamento; • Facilidade de controlo da temperatura; • Facilidade de obtenção de sobreaquecimento; • Maior simplicidade de operações; • Diversidade de ligas possíveis de fundir.	• Dificuldade de fabrico de cadinhos inertes perante ligas reactivas como as de titânio.

Para além dos processos anteriormente mencionados, existem outros processos possíveis de serem utilizados na fundição de ligas de titânio, entre eles destaca-se o processo de fusão por plasma, extremamente dispendiosos.

2ªParte – Trabalho Experimental

Capitulo 7

7. Aquisição de dados médicos e sua preparação para produção de próteses

Como o objectivo deste trabalho se centra essencialmente na biomodelação de próteses à medida do paciente de forma a testar as capacidades dos estudos desenvolvidos pelo INEGI, na produção de carapaças cerâmicas inertes para vazamento de ligas biocompativeis (ligas de titânio), houve a preocupação de modelar próteses que teoricamente corrigissem os defeitos dos modelos em causa, garantindo uma perfeita adaptação e fixação ao osso saudável, variando a espessura.

Perante o estudo efectuado sobre os potenciais *softwares* de biomodelação existentes, verifica-se que alguns diferem a nível de tempo de execução, resolução de processamento e preço.

De forma a refinar o estudo com o objectivo de adquirir meios de manipulação e biomodelação de imagens, efectuou-se uma comparação dos *softwares* "*open sourse*" - *Invesalius, Devide e Blender* - com os *softwares Mimics* e *3-Matic* da Materialise, comprados pelo INEGI, para divulgação científica e teste às suas capacidades. Para tal, efectuou-se a análise de imagens médicas de dois crânios.

Como já referido anteriormente, a metodologia utilizada na obtenção deste tipo de processamento, necessitava de ser implementada através do recurso a equipas multidisciplinares de profissionais de várias áreas, nomeadamente medicina, engenharia e outras.

Neste processo de obtenção e modelação de imagens, seguiu-se a seguinte metodologia:

- Avaliação e identificação de zonas danificadas do modelo tridimensional do crânio;
- Definição de planos de simetria;
- Selecção de partes saudáveis do crânio, para se efectuar um espelho para as zonas danificadas;
- Cópia em espelho das partes saudáveis, de forma a obter pré-formas das futuras próteses;
- Subtracção das zonas de intersecção (excesso de material) entre o osso já existente e as futuras próteses, ou junção do osso existente com a parte simétrica do osso;
- Modelação das futuras próteses:
    - Obtenção de paredes finas uniformes;
    - Suavização de arestas vivas;
    - Definição das zonas de fixação ao osso saudável.

7.1. Aquisição de imagens médicas

Como já foi referido anteriormente, para este caso de estudo foram utilizados dois crânios:

- **Fractura no crânio** (Figura 7-1): Imagens médicas disponibilizadas pelo governo brasileiro, com finalidade de teste do seu software "*open source*" Invesalius. Este crânio apresenta uma fractura parcial superior no lado esquerdo, provocada por um acidente de trabalho.

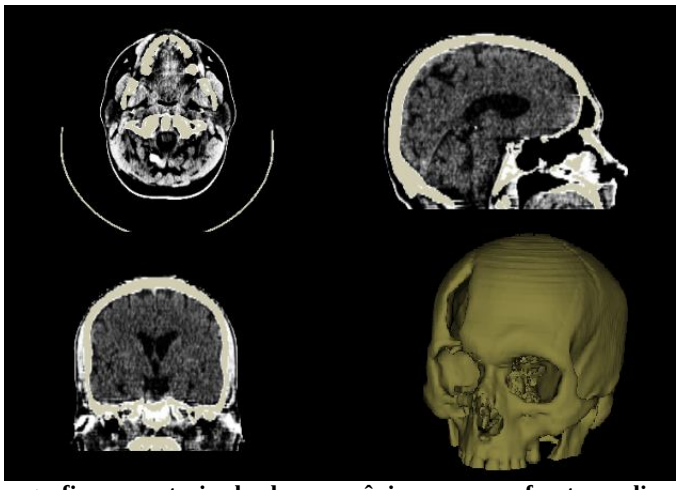


Figura 7-1 - Tomografia computorizada de um crânio com uma fractura, disponível pelo portal público brasileiro, em DICOM, obtido através de uma RMN.

(http://www.softwarepublico.gov.br/dotlrn/clubs/invesalius/xowiki/download_dicom)

- **Fractura parcial facial** (Figura 7-2): Imagens médicas disponíveis para investigação no INEGI/FEUP. Este crânio foi cedido com finalidade de servir para casos de estudo. Aplicaram-se anomalias/fracturas a partes sãs: fractura facial do lado esquerdo, com perda da função de mastigação e fractura da zona óssea do olho direito o que por sua vez torna difícil a sustentação do olho na sua cavidade ocular.

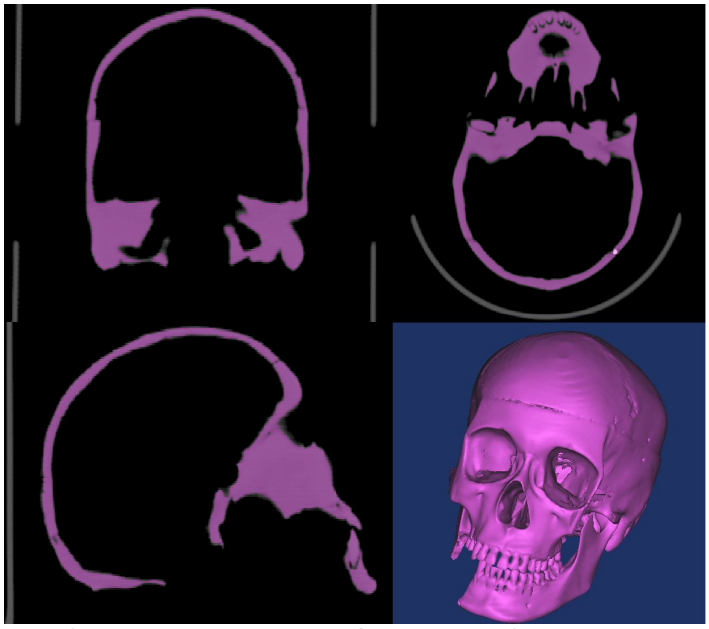


Figura 7-2 - Tomografia computorizada de um crânio com uma fractura no maxilar e perda da sustentação do olho, disponível no INEGI em DICOM, obtido através de um TAC.

Com a captação de imagens médicas, adquiridas a partir de sistemas de imagem, nomeadamente TAC para a fractura parcial facial e RMN para fractura no crânio (no formato DICOM), foram testados nos seguintes softwares de modelação de imagens:

- ***Invesalius***, *software* em versão beta, disponibilizado pelo portal público Brasileiro *("open source")*;
- ***Devide***, *software* em versão beta, disponibilizado pela Tudlft University of technology, Nederland *("open source");*
- ***MIMICS***, *Software* comprado pelo INEGI, da empresa Materialize.

7.2. Reconstrução tridimensional dos exames médicos com a utilização dos *softwares* dedicados

Numa fase inicial, procedeu-se a uma análise experimental de cada software, com o objectivo de testar as suas potencialidades e suas limitações:

Invesalius

O *software Invesalius* (Figura 7-3) apresenta grandes potencialidades, é muito intuitivo, não exigindo uma grande necessidade de conhecimentos aprofundados sobre *softwares*. É operacional em sistemas *Linux* e *Windows (64bits)*, sendo significativamente mais eficaz a nível de trabalho no Linux.

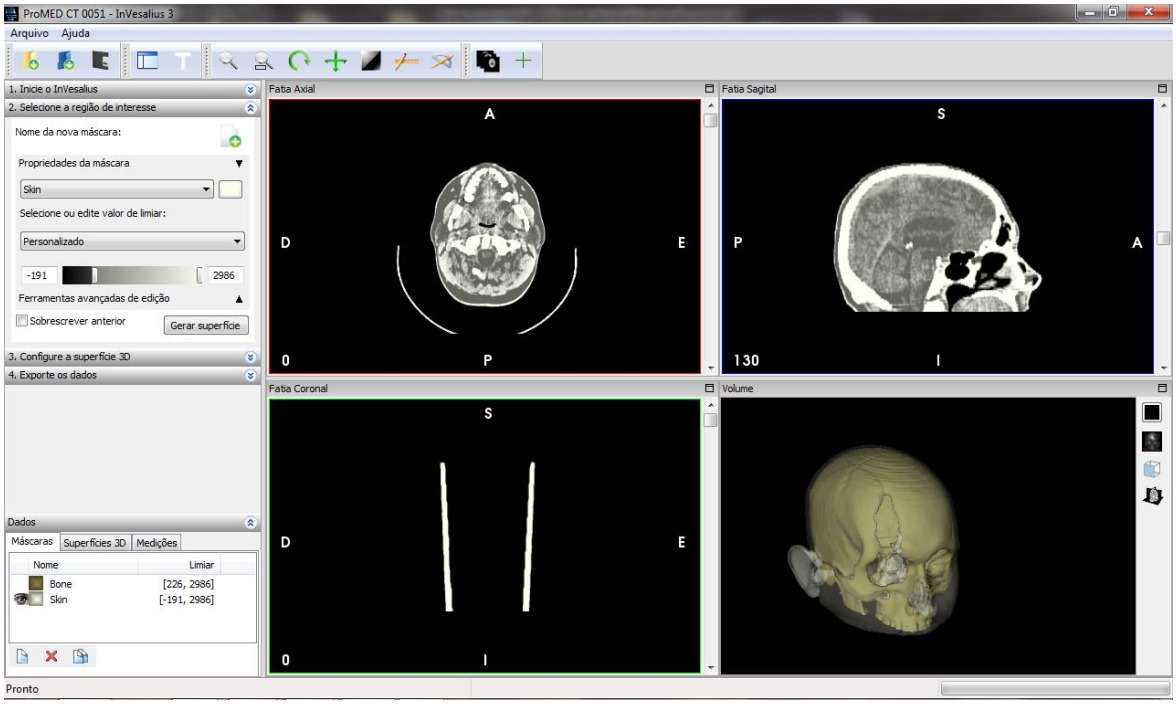


Figura 7-3 - Janela de ambiente de trabalho do *software Invesalius.*

Este *software* apresenta as seguintes características principais:

- Apresenta três janelas de visualização das fatias coronal (plano yz), sagital (plano xz) e axial (plano xy) (Figura 7-4), e uma quarta janela que apresenta a reconstrução tridimensional volumétrica das fatias;

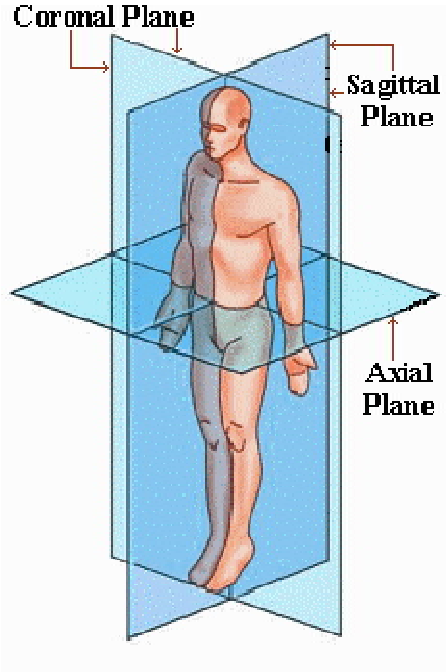


Figura 7-4 – Posição das vistas coronal (plano yz), sagial (plano xz) e axial (plano xy).

- Permite a selecção de fatias duma determinada região de interesse durante a importação de dessas imagens. A título de exemplo, a Figura 7-5 mostra a selecção da zona da mandíbula de um exame efectuado, que abrange a cabeça e o pescoço.

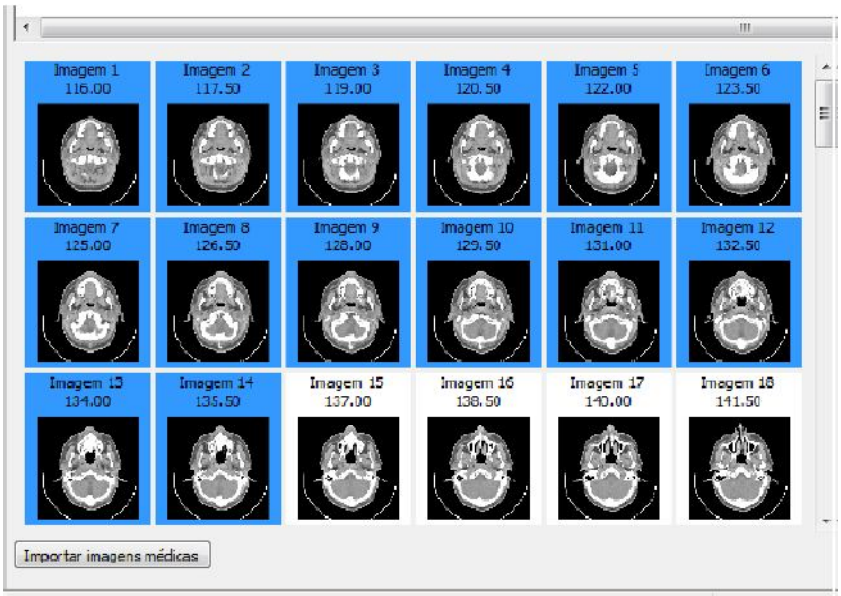


Figura 7-5 – Selecção da zona da mandíbula, através do *software Invesalius*.

- Dispõe de configurações pré-estabelecidas para segmentação de imagens após a importação (Figura 7-6);

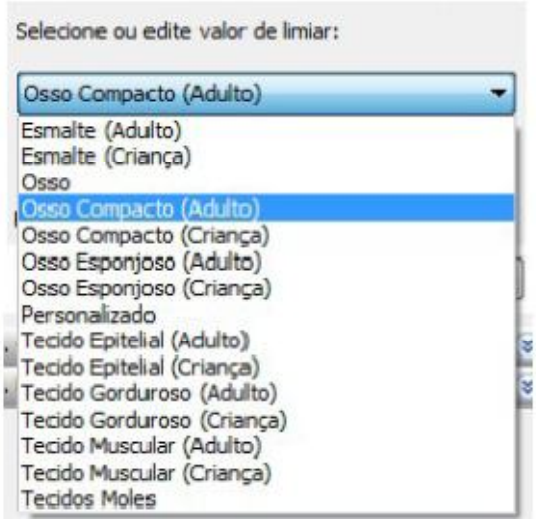


Figura 7-6 – Segmentações pré-estabelecidas para imagens médicas, no *software Invesalius*.

- Consegue efectuar renderizações a partir de imagens médicas (Figura 7-7), define um tipo de textura para os objectos existentes, sua cor, transparência e reflexão, localiza um ou mais pontos de iluminação e pode definir um ponto de vista sob o qual os objectos serão visualizados. Ao renderizar, o programa calcula a perspectiva do plano, as sombras e a luz dos objectos;

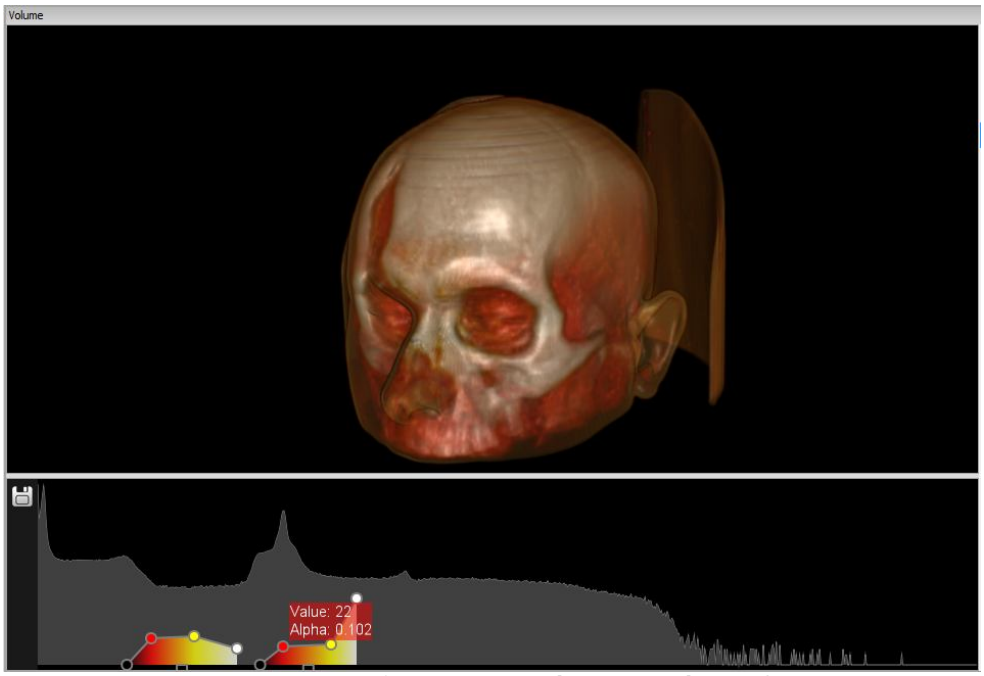


Figura 7-7 - Renderização de imagens médicas, através do *software Invesalius*.

- Efectua a separação de superfícies, selecciona regiões de interesse e separa regiões desconectadas, de forma automática (Figura 7-8);

Figura 7-8 – Zona de configuração da superfície 3D.

- Projecta modelos 3D, com definição dos tecidos moles (Figura 7-9);

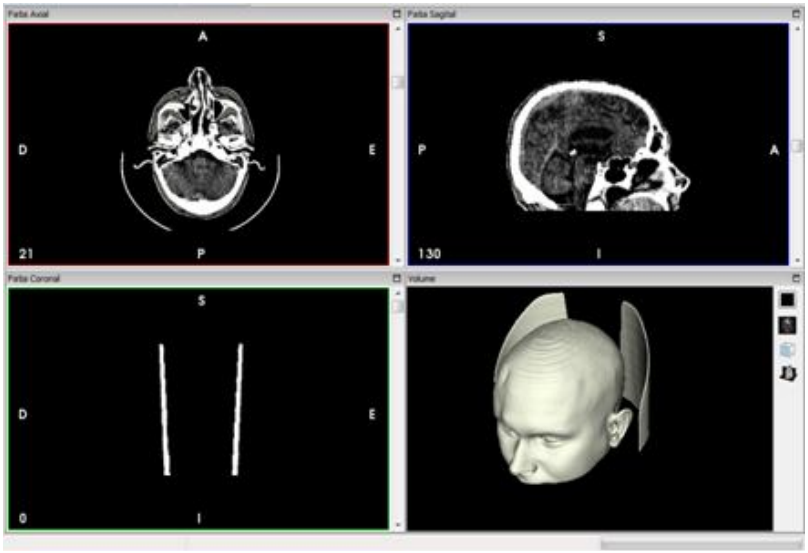


Figura 7-9 - Apresentação dos tecidos moles, através do *software Invesalius.*

- Efectua medições de distâncias entre pontos pretendidos (Figura 7-10).

Figura 7-10 - Medição de largura de parte do osso do crânio, através do *software Invesalius.*

- Consegue desenhar e apagar partes que serão projectadas tridimensionalmente.

Muitos exames médicos testados, apresentam uma espessura de $1mm$ entre camadas DICOM e normalmente, apresentam artefactos ou "lixos" (Figura 7-11) devido às condições existentes no decorrer do exame.

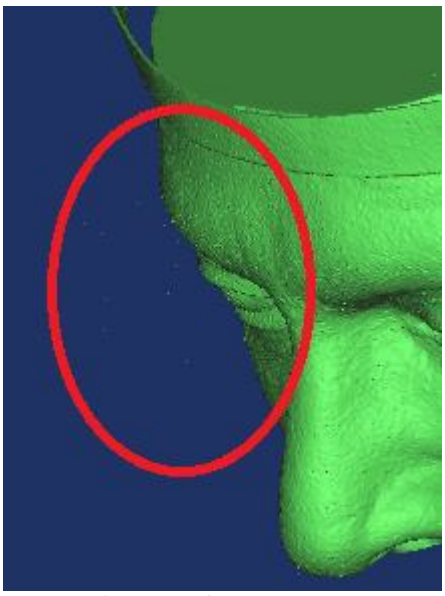


Figura 7-11 – Localização de artefactos presentes nos exames médicos.

No entanto este *software* permite facilmente eliminar imperfeições existentes, através do tratamento das estruturas adjacentes à região de interesse.

Por exemplo num exame feito à cabeça (Figura 7-12) é normal aparecer a zona onde se encosta a cabeça. Então, procede-se à eliminação da zona de ligação entre a cabeça e a estrutura da máquina, obtendo-se assim apenas a estrutura dos tecidos (Figura 7-13).

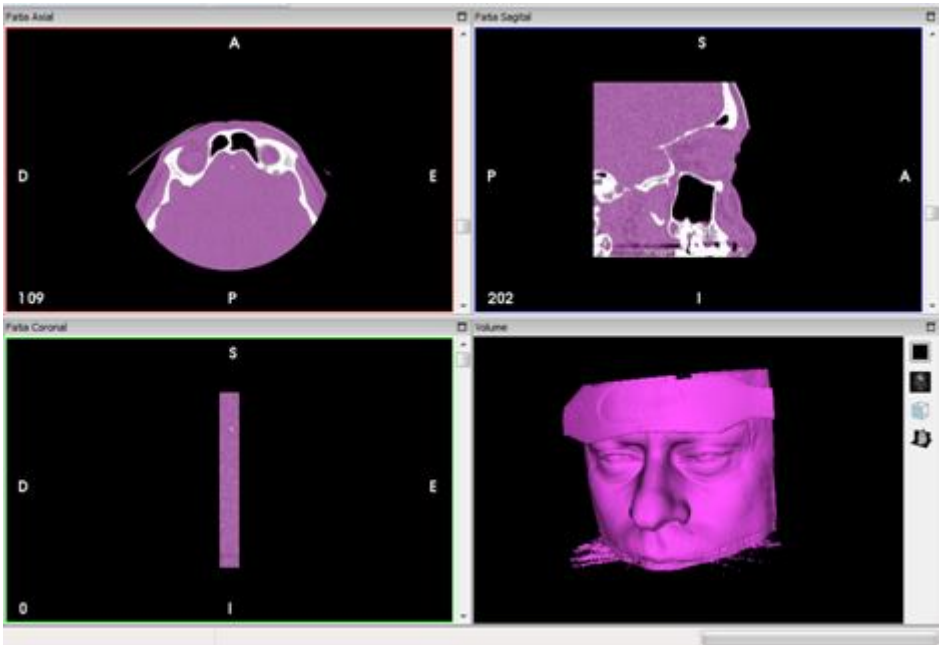


Figura 7-12 - Exame feito à cabeça, biomodelação feita através do *software Invesalius*.

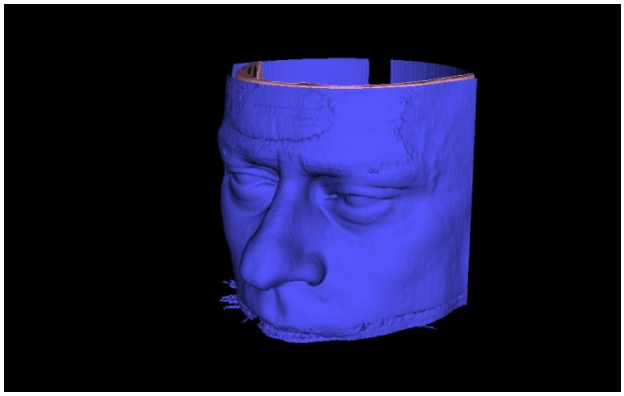


Figura 7-13 - Após a eliminação da zona de ligação.

Após a fase de teste de processamento da conversão em STL, efectuou-se a produção em estereolitografia do crânio existente no INEGI/FEUP com o objectivo de visualizar a qualidade do modelo 3D obtido por este software. Como já foi divulgado por vários estudos realizados, este *software* tem uma boa capacidade de resolução, obtendo-se desta forma uma boa qualidade do crânio (Figura 7-14). Este processo de obtenção do modelo, em estereolitografia através do arquivo gerado em STL, será descrito sucintamente no capítulo 9.

Figura 7-14 - Crânio do INEGI/FEUP obtido através de *softwares Invesalius*.

Devide

O *software Devide* não é muito intuitivo, sendo um pouco difícil processar as análises de imagens médicas (Figura 7-15). Este *software* é muito divergente, tem mais que uma vertente de modalidade de trabalho, não tem dedicação exclusiva para processamento de imagens médicas. É também limitado a nível de gestão dos recursos fornecidos pelo computador de trabalho levando a eventuais bloqueios de funcionamento.

Trata-se de um software muito técnico e que requer conhecimentos de programação. Apresenta uma boa resolução a nível de visualização tridimensional em computador, o que pode ser bastante favorável para o diagnóstico médico. Também apresenta a função de exportação dos arquivos 3D para formatos de extensão STL.

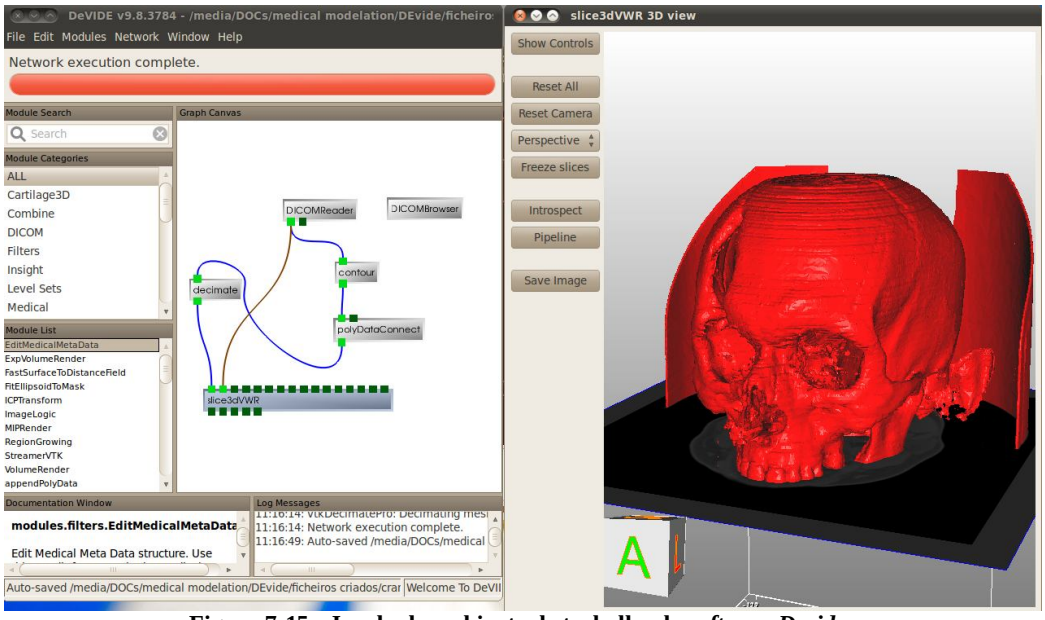


Figura 7-15 - Janela de ambiente de trabalho do *software Devide*.

Durante a tentativa de geração de arquivos em STL, estes apresentavam erros sendo impossível utilizá-los.

MIMICs

Este *software* foi comprado pelo INEGI durante a execução deste trabalho. É um *software* comercial de dedicação exclusiva a biomodelação de imagens médicas (Figura 7-16). Trata-se de um *software* bastante intuitivo, com boa capacidade de resolução, não apresentando limitações a nível de gestão dos recursos existentes no computador de trabalho.

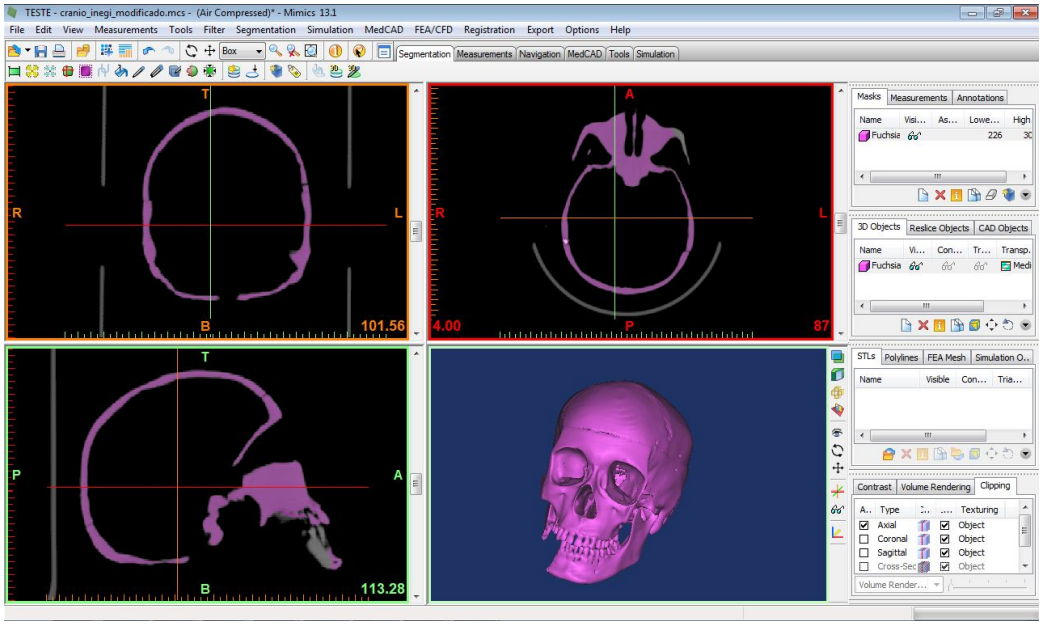


Figura 7-16 - Janela de ambiente de trabalho do *software MIMICs*.

Este software apresenta as seguintes características principais:

- Apresenta três janelas de visualização das fatias (plano coronal, sagial, axial) e uma quarta janela que apresenta a reconstrução tridimensional volumétrica das fatias;
- Possibilita a selecção de fatias das imagens médicas, durante a importação de dessas imagens.
- Efectua a separação por partes em casos da inexistência de ligação de partes de forma inteligente e automática;
- Projecta modelos 3D de tecidos moles;
- Consegue efectuar renderizações (Figura 7-17);

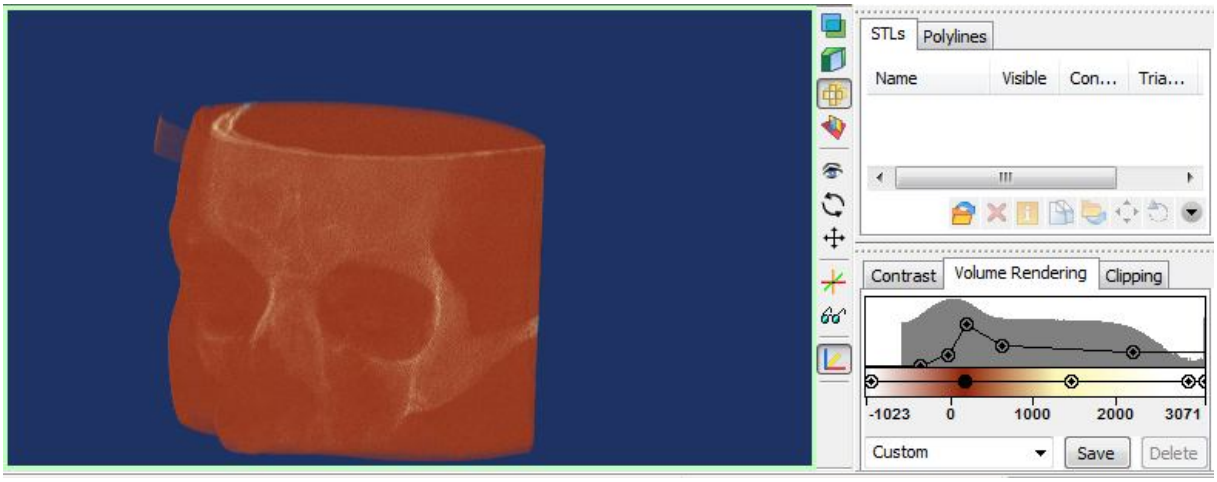


Figura 7-17 - Renderização de imagens médicas, através do *software MIMICs*.

- Permite a colocação de forma automáticas de posições desejadas seleccionando a zona pretendida e consegue autonomamente posicionar-se nas três janelas de visualização das fatias (plano coronal, sagial, axial) e também na reconstrução tridimensional;
- Pode-se desenhar e apagar de zonas que serão projectadas tridimensionalmente;
- Consegue efectuar medições de distâncias entre pontos pretendidos (Figura 7-18);

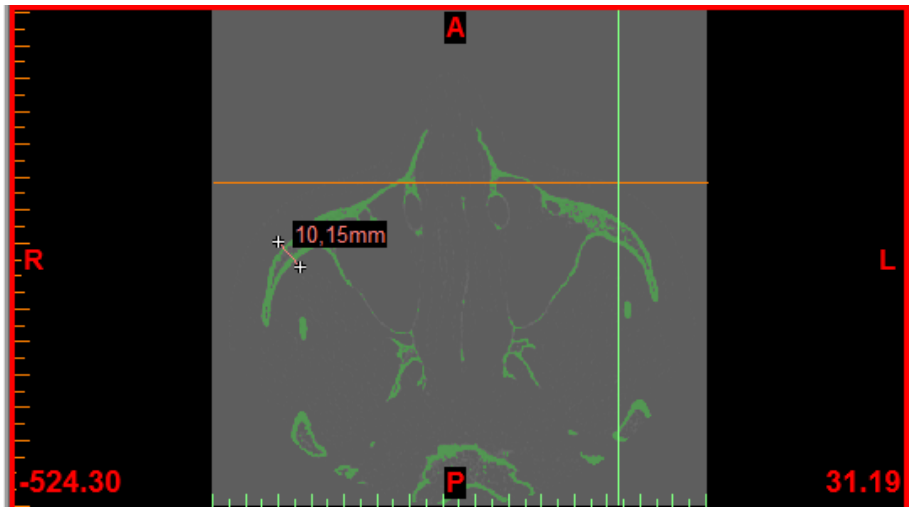


Figura 7-18 - Medição entre pontos num crânio, através do *software MIMICs*.

- Ao delinear uma determinada zona seleccionada, numa dada secção da imagem médica, este de forma inteligente estabelece uma ligação a todas as imagens derivadas desse exame, podendo depois ser construída tridimensionalmente, como por exemplo no caso da selecção de uma aorta (Figura 7-19).

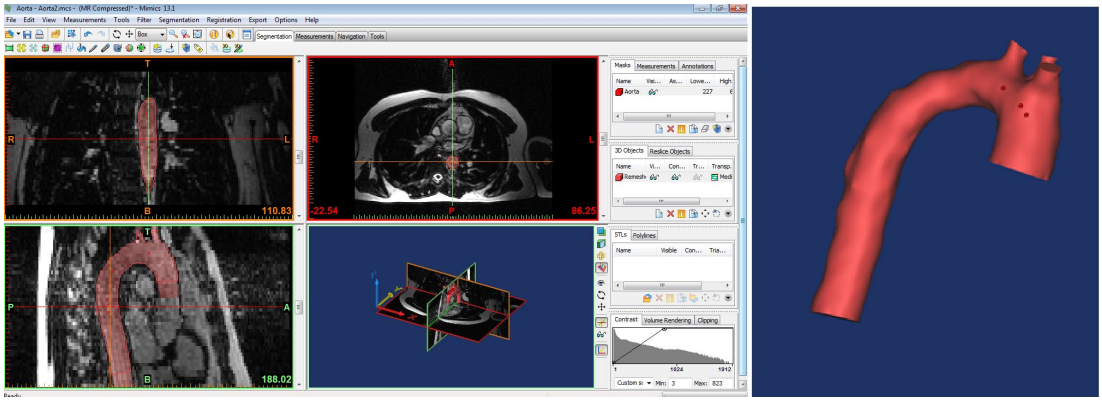


Figura 7-19 - Selecção e projecção da aorta, através do *software MIMICs*.

Em muitos casos as imagens médicas apresentam muitas irregularidades, devido à má qualidade do exame, levando por vezes à falta de informação importante. Como exemplo apresenta-se o exame efectuado ao fémur (Figura 7-20), em que se verifica através do arquivo 3D gerado pelo *software* que este apresenta bastantes irregularidades, nomeadamente espaços vazios. No entanto, através deste *software* consegue-se proceder a uma reconstrução aproximada da realidade, corrigindo de certa forma essas irregularidades (Figura 7-21).

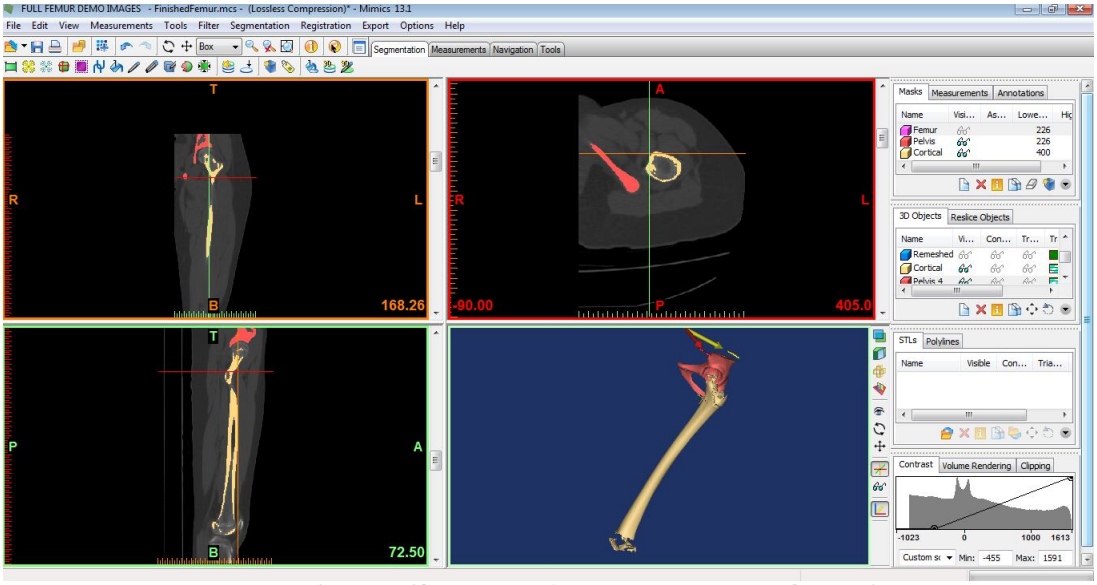


Figura 7-20 - Exame efectuado fémur e geração do arquivo 3D através do *software MIMICs*.

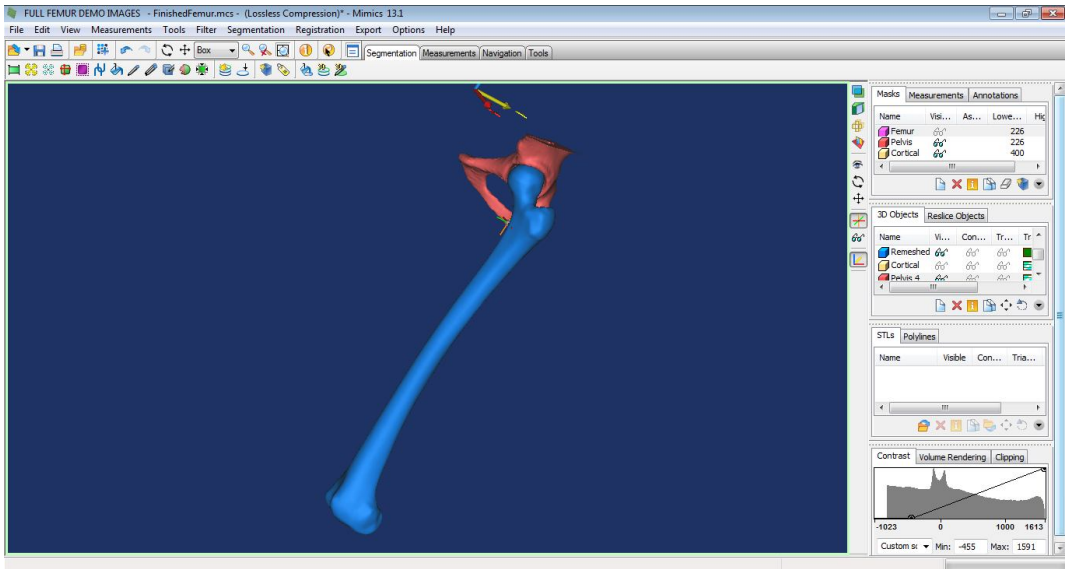


Figura 7-21 - Fémur com as correcções das irregularidades.

Também poderão aparecer irregularidades devido à existências de próteses no corpo, dando assim origem a artefactos (lixos), nas imagens médicas provocando consequentemente uma má qualidade. A título de exemplo a Figura 7-22 apresenta o resultado de um exame efectuado à mandíbula, na qual o paciente apresenta uma prótese dentária. No entanto, com este *software* é possível efectuar uma aproximação do exame esperado, eliminando facilmente os excessos (Figura 7-23).

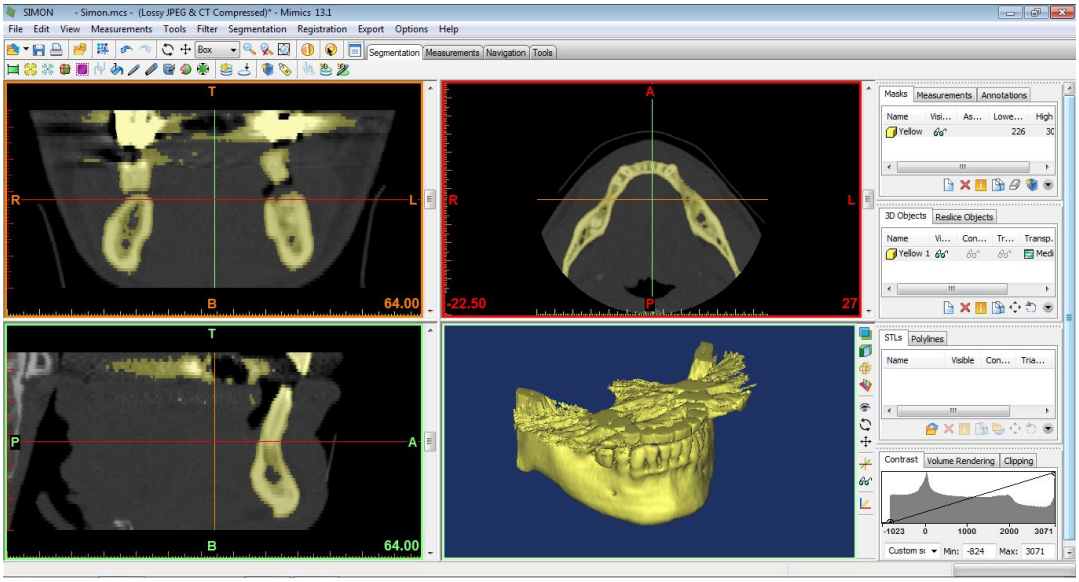


Figura 7-22 - Exame efectuado à mandíbula.

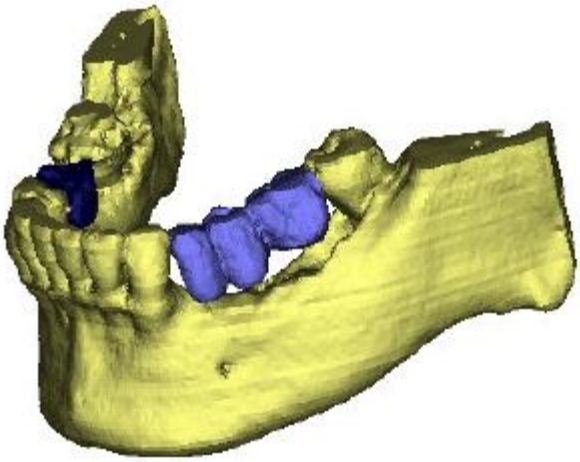


Figura 7-23 - Modelo 3D da mandíbula, efectuado através do software MIMICS.

Após vários testes experimentais, procedeu-se à análise das imagens médicas que servirão de base para o caso de estudo. Com a obtenção das imagens médicas convertidas em arquivos CAD 3D, foi necessário efectuar algumas selecções do pretendido, uma vez que nas imagens médicas fornecidas se encontravam presentes componentes que não eram do interesse para o caso em estudo, nomeadamente os tecidos moles, dentes chumbados etc.

Com a obtenção das imagens médicas e gerados os arquivos CAD 3D da parte de interesse, nomeadamente a parte óssea, efectuaram-se exportações tridimensionais (no formato STL). Os resultados obtidos podem observar-se na Figura 7-24.

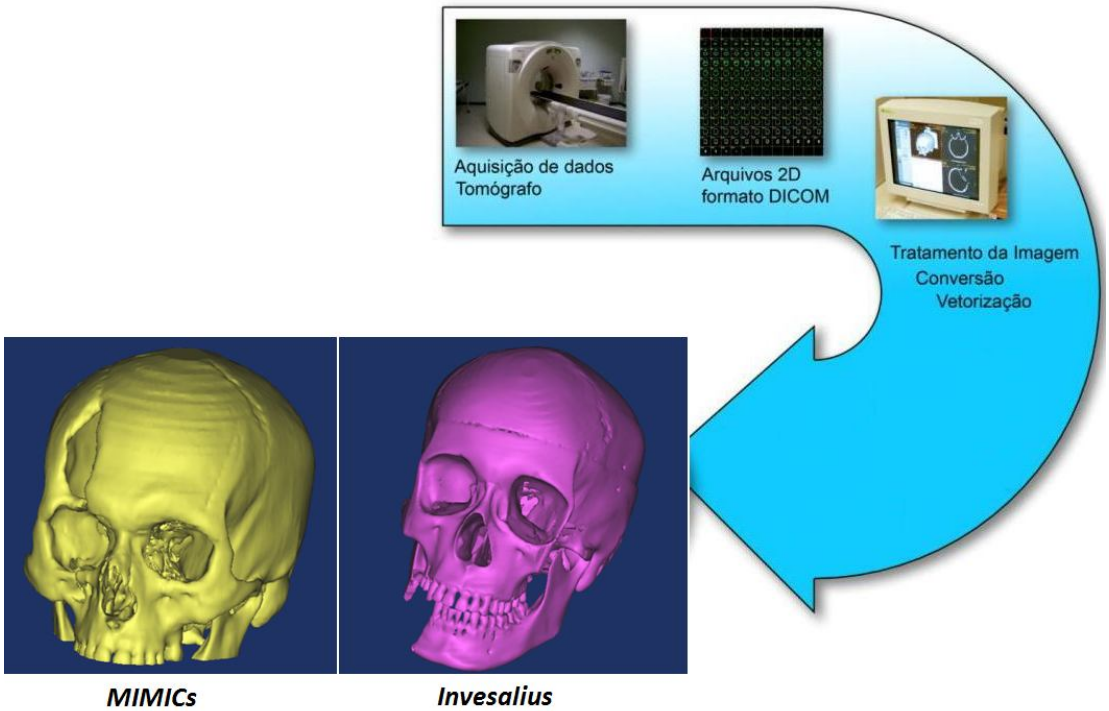


Figura 7-24 - Ficheiros em STL, obtidos através das imagens médicas para o estudo em causa, através dos *softwares, Invesalius* e *MIMICs*.

7.3. Vantagens e desvantagens

A tabela 7-1 apresenta as vantagens e desvantagens de cada software estudado.

Tabela 7-1 – Vantagens e desvantagens de cada software

Softwares	Vantagens	Desvantagens
Invesalius	Boa capacidade de resolução tridimensional de imagens médicas; Software gratuito; Boa capacidade de renderização; *Software* livre, possibilidade de alterar o seu algoritmo. Facilidade de obter ajuda, devido à existência de vários fóruns disponíveis na Internet; Boa qualidade do arquivo gerado em STL.	Efectua a separação para modelos 3D de partes nas quais não haja ligações, de forma pouco inteligente (tempo de execução aproximadamente 30 minutos, numa analise efectuada à aorta, Figura 7-15); Limitado a nível de utilização de recursos disponíveis pelo computador de trabalho; Tempo de execução de biomodelações bastante demorado;
Devide	Boa resolução a nível de renderização; Software gratuito; Facilidade de obter ajuda, devido à existência de vários fóruns disponíveis na Internet; *Software* livre, possibilidade de alterar o seu algoritmo.	Necessidade de conhecimentos de programação; Pouco Intuitivo; Limitado a nível de utilização de recursos disponíveis pelo computador de trabalho.
MIMICs	Boa capacidade de resolução tridimensional de imagens médicas; Efectua a separação de partes, sem gerar o modelo 3D, (tempo de execução aproximadamente 2 minutos, numa analise efectuada à aorta, Figura 7-15); Boa qualidade do arquivo gerado em STL; Rapidez na sua execução de processamento de biomodelação tridimensional. Boa capacidade de renderização;	Preço; Difícil execução de renderização; Impossibilidade de mudar o seu algoritmo do *software*.

Como conclusão o *software Invesalius* consegue efectuar os mesmos passos que o *software MIMICs*, mas em contra partida o *MIMICs* consegue ser muito mais rápido a nível de execução e de resolução. Para o nosso caso de estudo, o *software Invesalius* seria o mais indicado, visto que se pouparia nos custos, mas para uma abordagem comercial futura do INEGI na área da biomodelação, produção de modelos médicos e produção de prótese o *MIMICs* obviamente apresenta grandes vantagens.

7.4. Modelação das futuras próteses

Após a biomodelação das imagens médicas em STL, recorreu-se a outros programas com a finalidade de se poder efectuar a criação da prótese à medida do paciente, nomeadamente:

- ***Blender***, software em versão beta, disponível pela fundação Blender da Holanda, *("open source")*;
- ***3-Matic***, *Software* comprado pelo INEGI, da empresa Materialize.

Procedeu a uma análise experimental de cada software, com o objectivo de testar as suas potencialidades e limitações.

Blender

O *software Blender* trabalha essencialmente sobre arquivos de extensão STL, apresenta uma janela de área de trabalho pouco intuitiva, comparando com os programas convencionais de CAD (Figura 7-25).

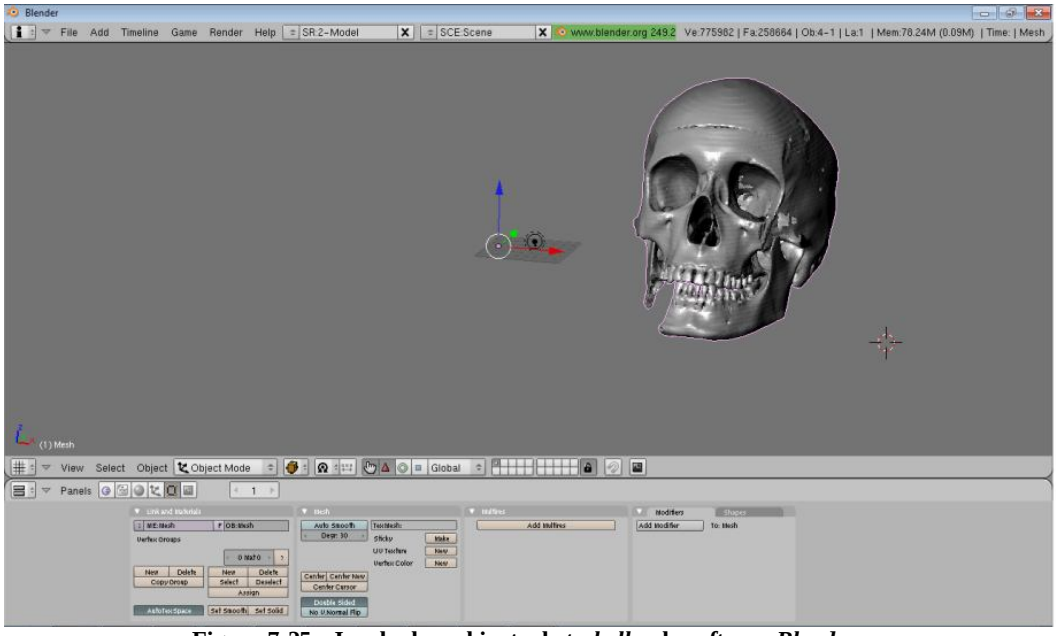


Figura 7-25 - Janela de ambiente de *trabalho* do *software Blender*.

Como se trata de um *software "open source"* vocacionado para desenhos e vídeos 3D, torna-se um pouco limitado a nível de gestão das capacidades disponibilizadas pelo computador trabalho.

No decorrer de diversas tentativas de biomodelações, parava a sua execução, obrigando a um reiniciamento do software, devido à estrutura complexa em análise, nomeadamente os crânios.

Uma das características principais analisadas, é que permite efectuar trabalhos de simetria de estruturas sem grandes dificuldades, podendo assim tornar-se útil na biomodelação de tecidos moles, como por exemplo uma orelha simétrica (Figura 7-26).

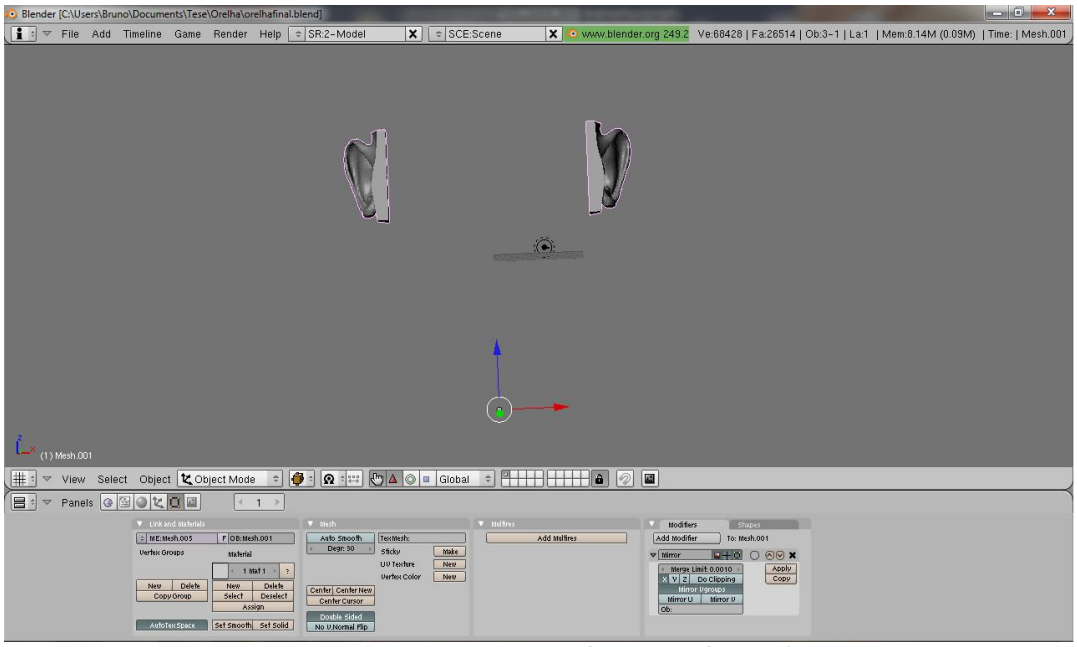


Figura 7-26 – Projecção de uma orelha simétrica através do *software Blender*.

No subcapítulo 7.5 será demonstrado, o processo de produção da orelha simétrica anteriormente mencionada. Este processo de produção será efectuado através de *softwares "open source"*.

3-Matic

O *software 3-Matic*, é um editor STL apresentando um funcionamento similar aos habituais *softwares* de CAD (Figura 7-27).

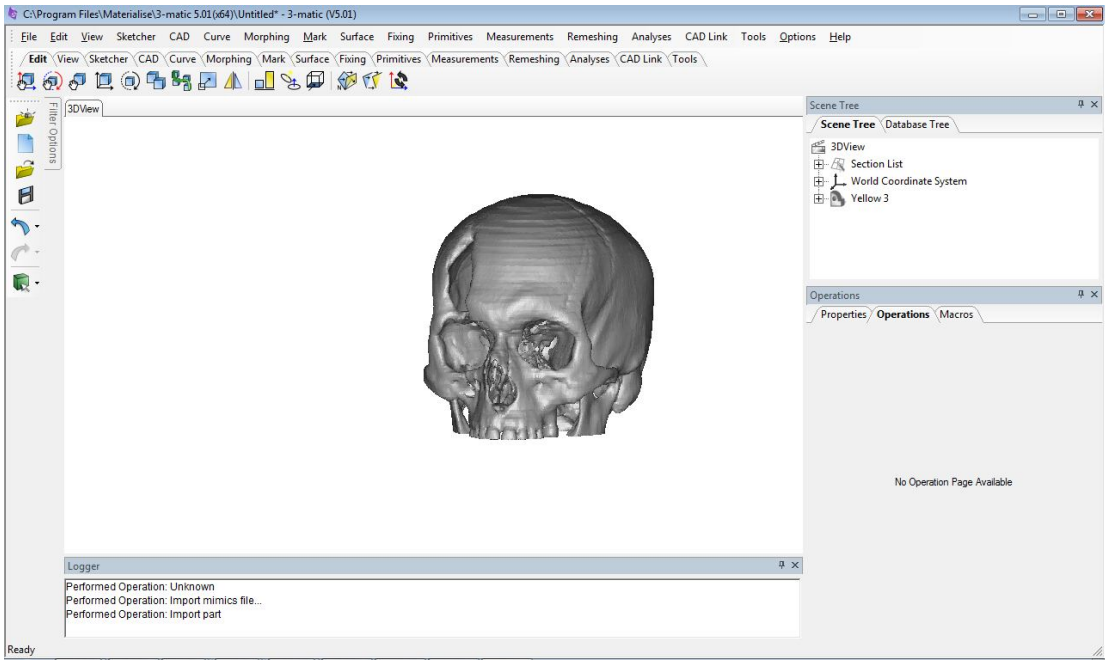


Figura 7-27 - Janela de ambiente de trabalho do *software 3-Matic*.

Este software apresenta as seguintes características principais:

- Consegue trabalhar directamente sobre o ficheiro gerado pelo software *MIMICs* (.MXP), tornando o resultado do seu processamento mais leve. *O software MIMICs* é, portanto um complemento deste software.
- Apresenta uma vertente de estruturas médicas, nomeadamente construção de cranioplastias (Figura 7-28);

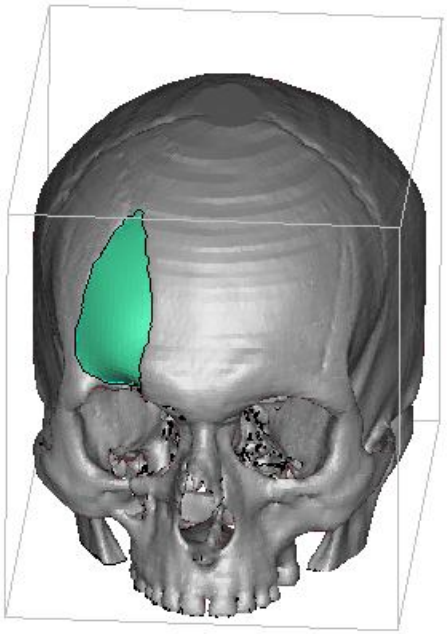


Figura 7-28 – Cranioplastia implementada no crânio, através do software 3-Matic.

- Dedicação a modelações em arquivos STL, abrangendo qualquer tipo de área a que seja aplicado, tais como medicina, aeroespacial, moldes, etc. A Figura 7-29 mostra como exemplo a criação de uma cavidade de um molde a partir de um modelo de um leão.

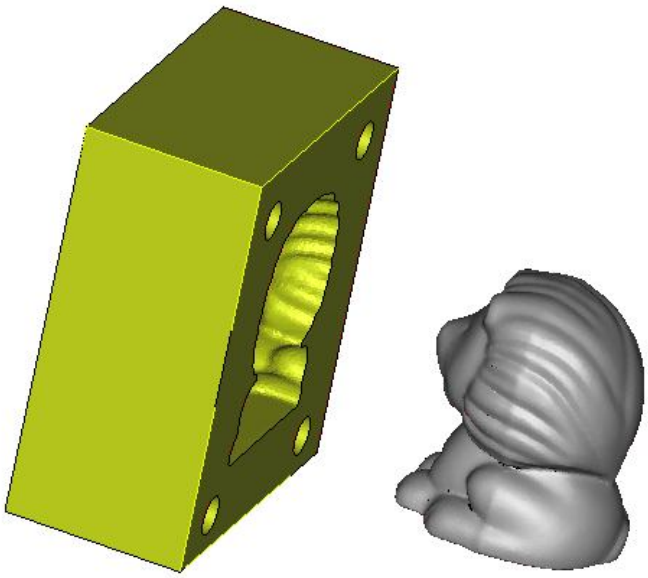


Figura 7-29- Projecto de um molde de um leão através do *software 3-Matic.*

Este software apresenta uma boa resolução e rapidez de trabalho, o que já era de se esperar, mas é um pouco limitado a nível de processamento de alguns conceitos de sistemas de CAD, tais como definições de planos em projecções concretas o que o torna pouco rigoroso.

Inicialmente pretendia-se testar as potencialidades de cada software, contudo, para o caso prático apresentado, o estudo fica limitado à utilização do *software 3-Matic*, devido à limitação da fraca gestão de memória do *software* sobre os recursos disponíveis pelo computador. Devido a este facto estudaram-se apenas soluções que poderiam ser efectuadas através do *software 3-Matic*.

Toda a metodologia deveria ser realizada através de uma equipa multidisciplinar, porém, como nesta fase apenas se pretendiam desenvolver próteses interessantes sob o ponto de vista de engenharia, nomeadamente, modelação em softwares dedicados e subsequente processo de fundição, tal não aconteceu.

Nesta perspectiva, para os diferentes crânios identificaram-se as seguintes zonas de intervenção ao nível de reconstrução maxilofacial:

- Fractura no crânio (Figura 7-30)

Figura 7-30 - Identificação das zonas danificadas com fractura no crânio, disponível pelo governo brasileiro.

- Fractura parcial facial (Figura 7-31)

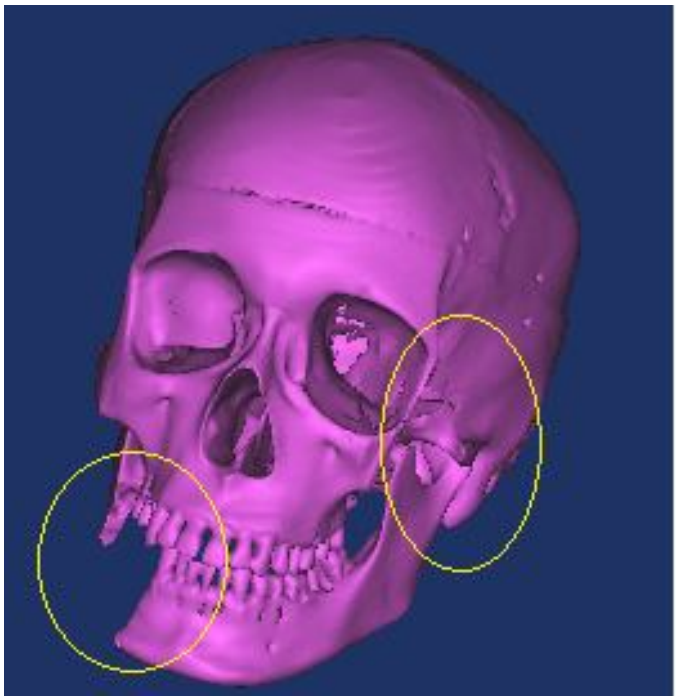


Figura 7-31 – Identificação das zonas danificadas do crânio com fractura parcial facial, disponível no INEGI.

No desenvolvimento da prótese à medida do paciente, com o software 3-Matic procedeu-se então a duas modalidades para os diferentes crânios, nomeadamente através de um plano de simetria e de uma projecção de uma estrutura semelhante sobre a fractura em causa.

7.4.1. Plano de simetria

Ambos os crânios, apresentam defeitos unilaterais, que não atravessam o seus planos de simetria, podendo-se efectuar a reconstrução virtual dos implantes, através de um espelho de imagem da parte em causa. Com a definição do plano de simetria para cada crânio da zona saudável (Figura 7-32), pode-se assim seleccionar a zona pretendida de forma a copiar em espelho para a zona lesada, com a finalidade de se obter a prótese com maior precisão possível.

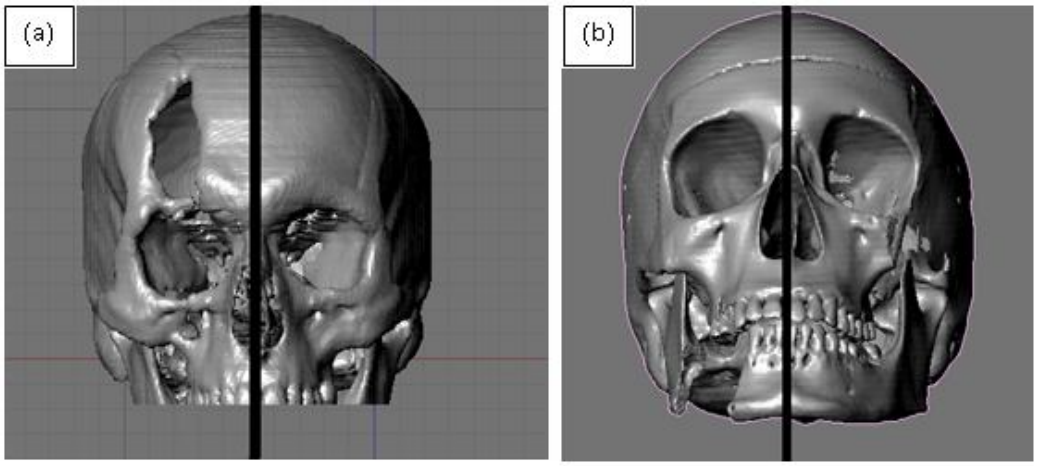


Figura 7-32 - Definição do plano de simetria dos crânios: (a) Fractura no crânio; (b) Factura parcial facial.

Após a definição do plano de simetria, procede-se a uma sobreposição das zonas saudáveis sobre as zonas danificadas, podendo-se assim obter uma definição aproximada das futuras próteses do paciente (Figura 7-33). Caso a simetria não seja perfeita, o plano definido anteriormente para funcionamento como espelho tem de ser reposicionado.

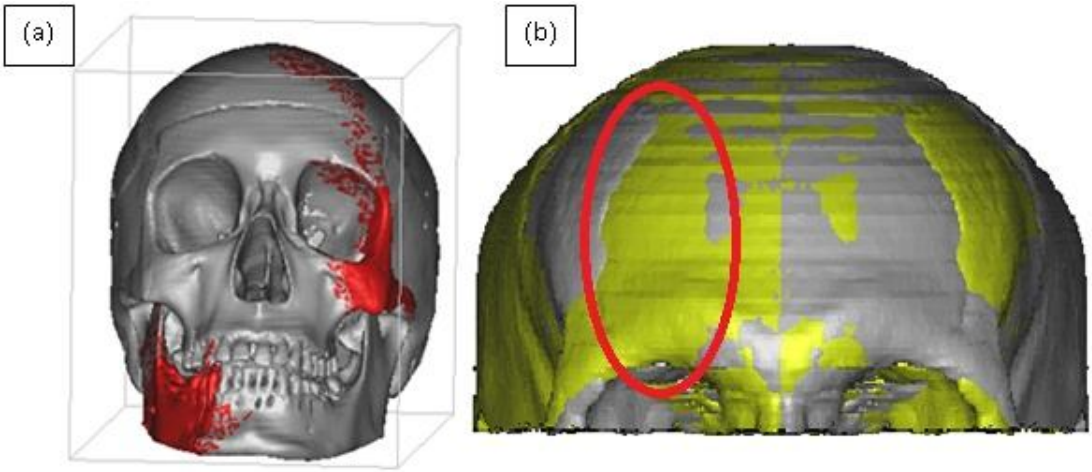


Figura 7-33 - Sobreposição das zonas saudáveis sobre as zonas danificadas: (a) Factura parcial facial; (b) Fractura no crânio.

Na sobreposição das zonas copiadas, existem zonas de intersecção que têm de ser identificadas e removidas de forma a garantir uma montagem perfeita no osso saudável. Esta operação é extremamente simples desde que o posicionamento das partes seja correctamente definido. Posteriormente será subtraída a zona danificada à zona sã, obtendo-se assim as futuras próteses à medida do paciente.

7.4.2. Projecto de uma estrutura semelhante à da fractura em causa

Em alternativa ao método anterior, pode-se aplicar uma reconstrução virtual dos implantes, através da junção de uma simetria das partes sãs às partes danificadas. Após este

passo, será projectada directamente a futura prótese e/ou seleccionando uma base de referencia para as futuras próteses.

Em cada crânio, os defeitos presentes encontram-se em posições diferentes, logo não se poderá aplicar o mesmo tipo de solução que foi aplicada na solução do plano de simetria.

Para a fractura do crânio, pode-se aplicar uma função "cranioplastia" directamente no defeito em causa, definindo previamente a zona danificada através de um contorno de uma linha. Projecta-se automaticamente a futura prótese, através de um comando existente no *software 3-Matic* chamado "cranioplasty", como se poderá ver na figura seguinte (Figura 7-34).

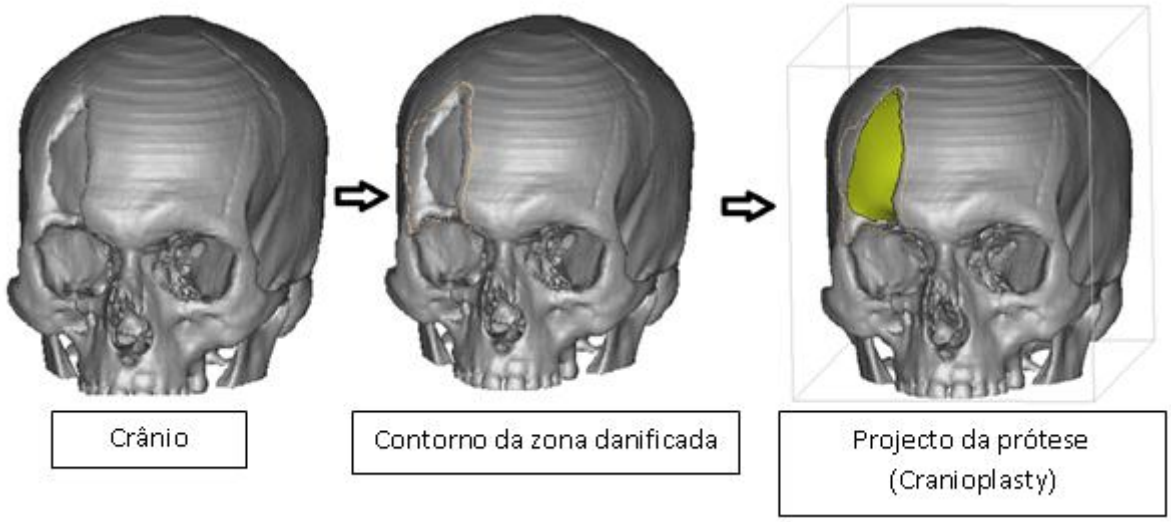


Figura 7-34 - Projecto de uma cranioplastia, pelo *software 3-Matic*.

Para a fractura parcial facial do crânio pode-se aplicar a mesma solução do plano de simetria, mas sem recorrer à subtracção das partes sãs e danificadas. Após a sobreposição das partes efectua-se uma junção do crânio original com o crânio simétrico, tornando-o numa estrutura única. Posteriormente delineam-se as novas superfícies, que corrigirão as zonas danificadas, com a finalidade de servirem de base para as futuras próteses à medida do paciente. A Figura 7-35 demonstra sucintamente este processo.

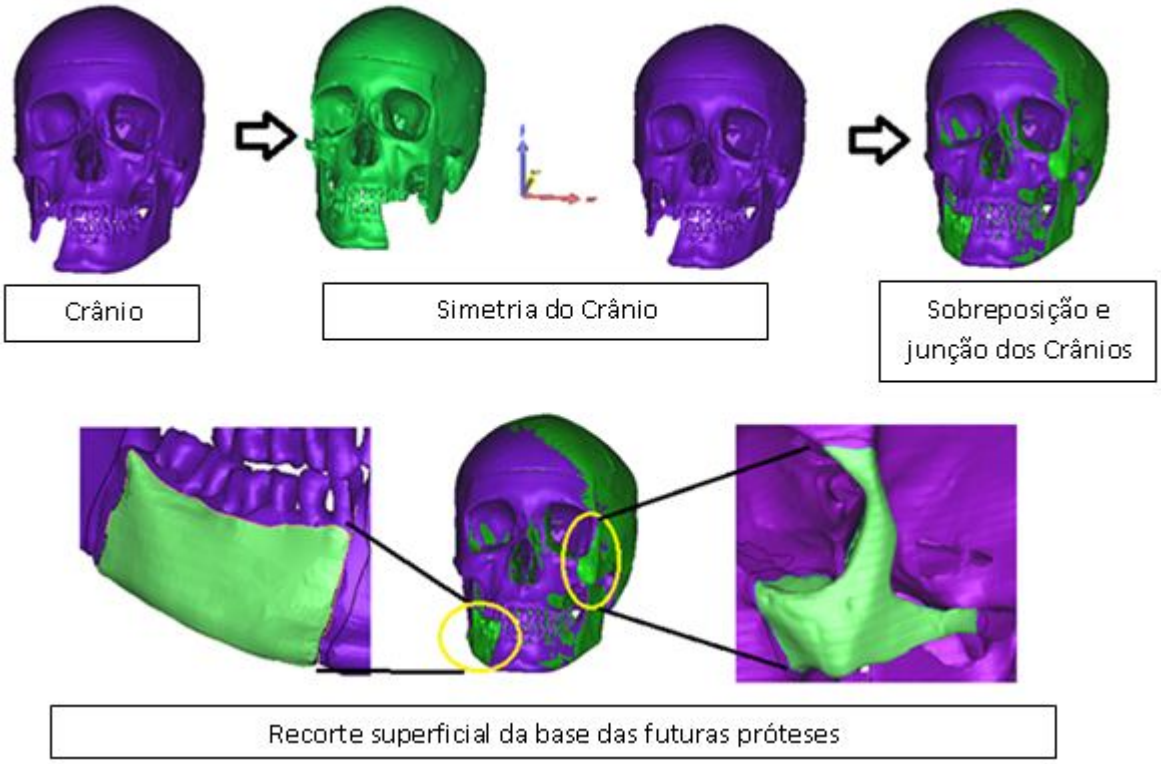


Figura 7-35 - Processo de junção do crânio original com o simétrico e selecção/modelação das futuras próteses.

Perante as soluções apresentadas, claramente que para o caso em estudo a mais apropriada será a projecção de uma estrutura semelhante à estrutura em falta, pela qualidade das futuras próteses embora o tempo de execução de biomodelação seja mais elevado. Obviamente que a solução do plano de simetria, por vezes, poder-se-á tornar útil em pequenas irregularidades.

7.5. Resultados

No decorrer da modelação das futuras próteses, tiveram-se algumas preocupações ao nível do design, tais como, a definição de uma espessura constante, suavização de arestas vivas de forma a minimizar tensões, perfeita acomodação ao osso saudável e definição de elementos de ligação.

Tendo em conta esses aspectos obtiveram-se os seguintes resultados no desenvolvimento de próteses feitas à medida do paciente:

- **Fractura no crânio** (Figura 7-36):

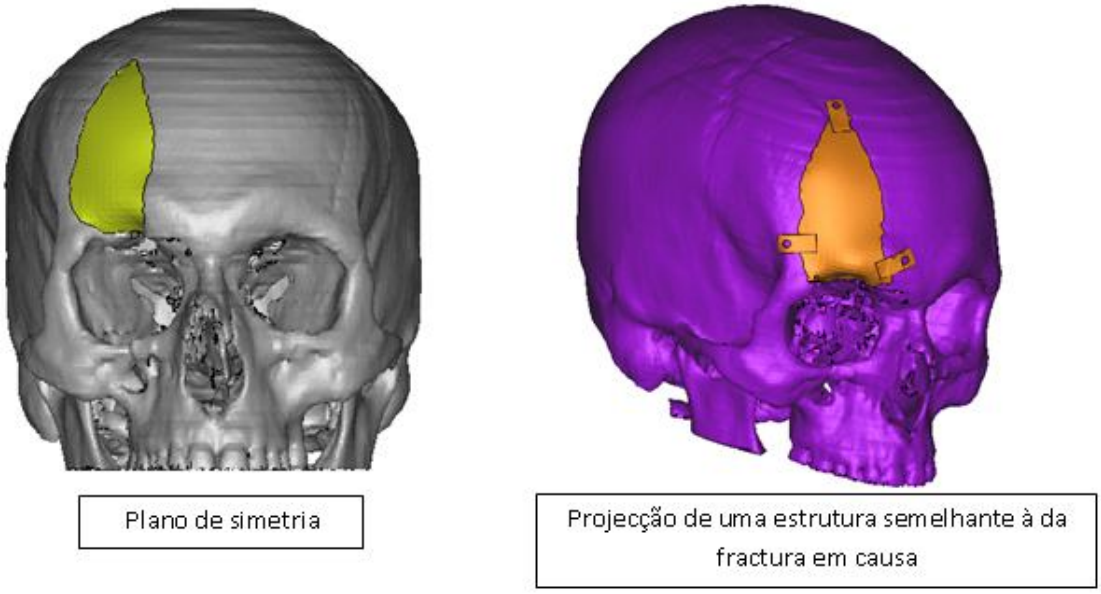


Figura 7-36 - Prótese final montada na fractura do crânio.

- **Fractura parcial facial** (Figura 7-37):

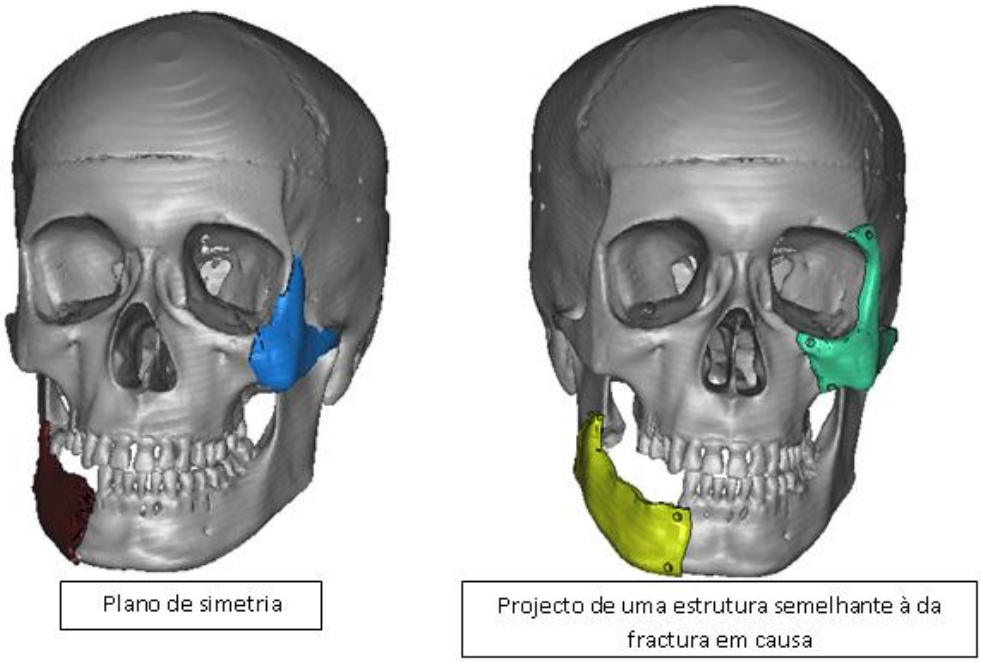


Figura 7-37 - Próteses finais montadas no crânio com fractura facial.

Durante a modelação das geometrias das futuras próteses, teve-se a preocupação de suavizar as esquinas de modo a minimizar as concentrações de tensões. Também lhes foi conferido espessuras diferentes em cada modelo de prótese, a variarem entre 1mm, 1,5mm e 2mm, para testar as capacidades do processo de vazamento de ligas de titânio.

Nesta fase realizou-se também o desenvolvimento de pequenas abas anatomicas (Figura 7-38) adaptadas à zona de fixação, que servirão de pontos de fixação das próteses ao osso saudável. Em outros modelos serão aplicados parafusos e placas como meios de fixação, comprados pelo INEGI à Biomet (Figura 7-39), com a finalidade de se substituir as abas. A existência das abas por vezes dificulta o enchimento das peças fundidas devido às pequenas espessuras.

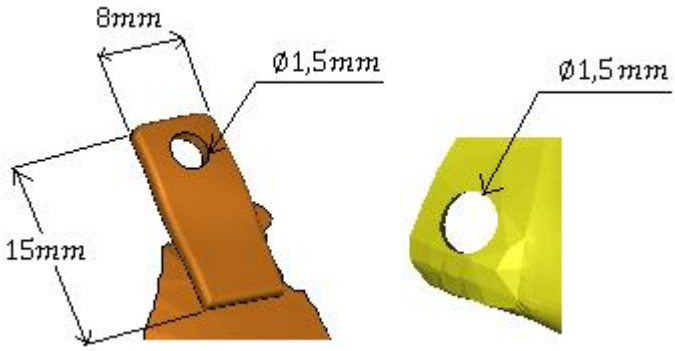


Figura 7-38 – Abas anatómicas adaptadas à zona de fixação das futuras próteses.

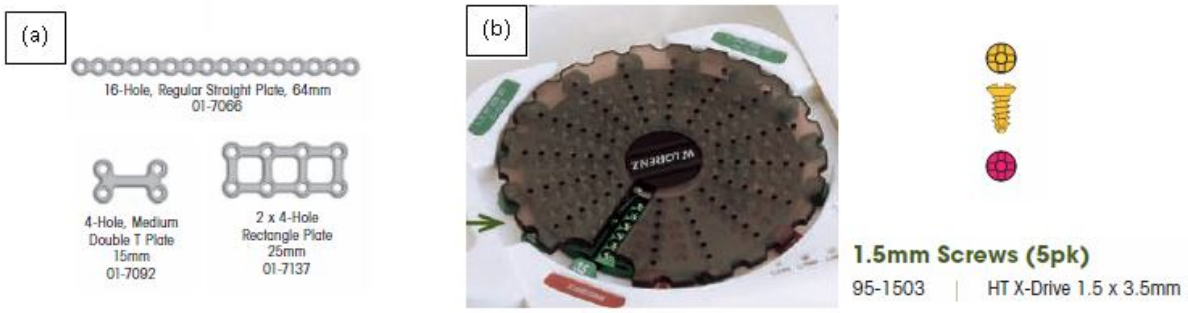
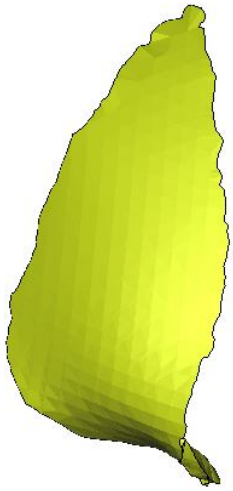
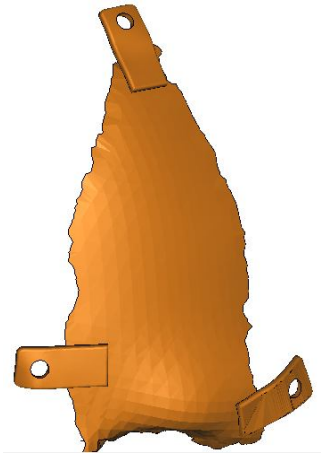
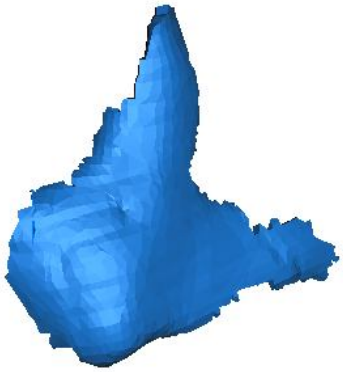
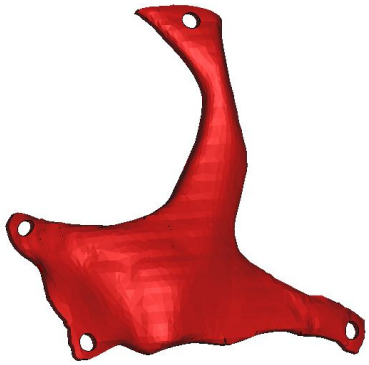
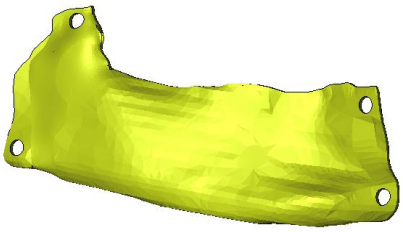


Figura 7-39 – (a) Placas; (b) Parafusos.

A Tabela 7-2 apresenta todas as próteses definidas neste trabalho e a designação adoptada para cada uma. Dadas as contracções das ligas de titânio, durante a solidificação, estas peças tiveram um sobredimensionamento de 1,5%.

Tabela 7-2 - Designação das próteses desenvolvidas.

Designação	Plano de simetria	Projecto de uma estrutura semelhante à da fractura
Prótese 1		
Prótese 2		
Prótese 3		

Apesar das limitações do *software blender*, este consegue efectuar simetrias de várias estruturas, como foi descrito anteriormente. Nesse sentido de forma a rentabilizar a aplicabilidade destes softwares *"open surce"* procedeu-se a uma reconstrução de uma orelha. Este processo de produção será descrito no subcapítulo 7.6.

7.6. Projecto de uma prótese em silicone

Lateralmente aos objectivos do projecto, para testar mais um exemplo com os *softwares "open source" Invesalius*, projectou-se uma orelha do lado direito (Figura 7-41) para ser materializada em silicone (Figura 7-40).

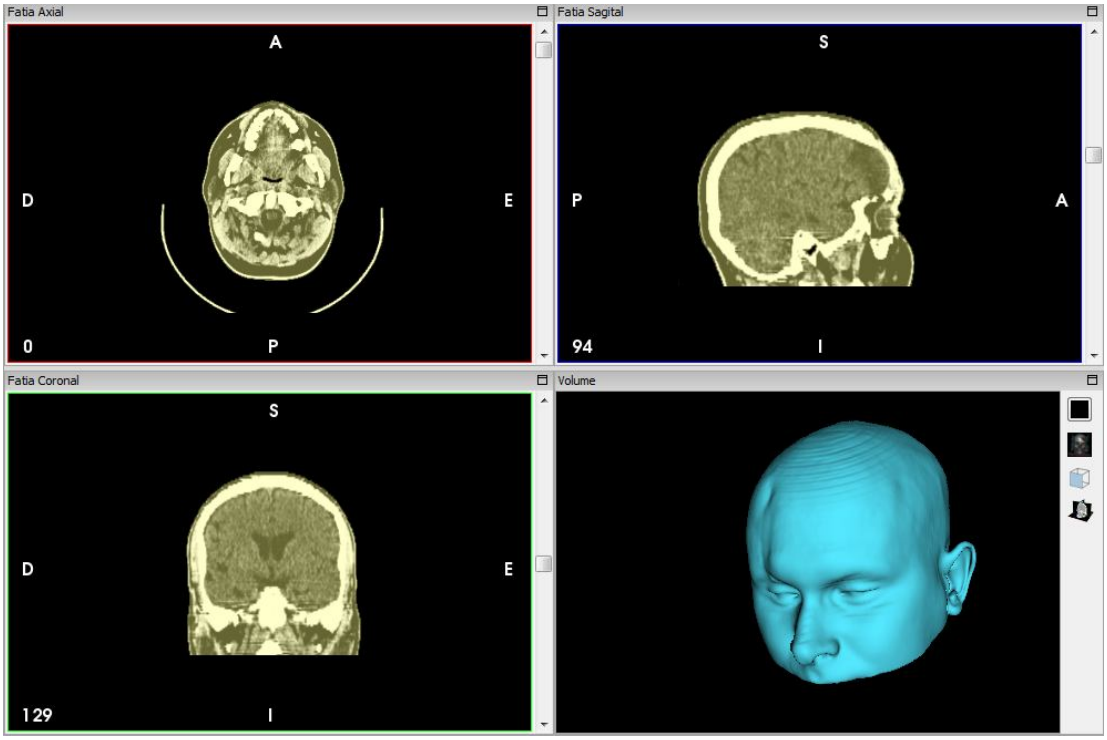


Figura 7-40 - Processamento de imagens médicas, com conversão em tecidos moles, através do *Invesalius*.

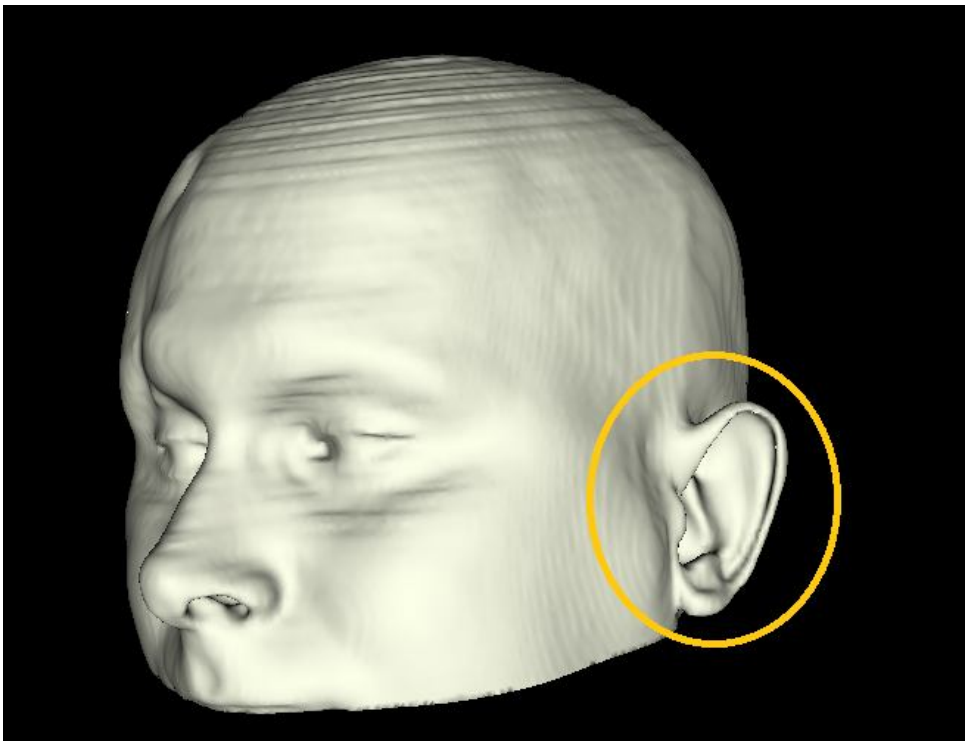


Figura 7-41 - Orelha a produzir.

Após a obtenção do ficheiro tridimensional, com o *software "open source" Blender* (Figura 7-42), efectua-se um *mirror* da orelha de boa qualidade, admitindo que são semelhantes.

Este meio de produção ainda se torna mais fácil, se as tomografias apresentarem várias camadas, com espaçamento de 1*mm*, porque isso ajuda a obter uma definição quase perfeita de tecidos moles exteriores. Assim, com o *software Blender* consegue-se obter excelente eficácia.

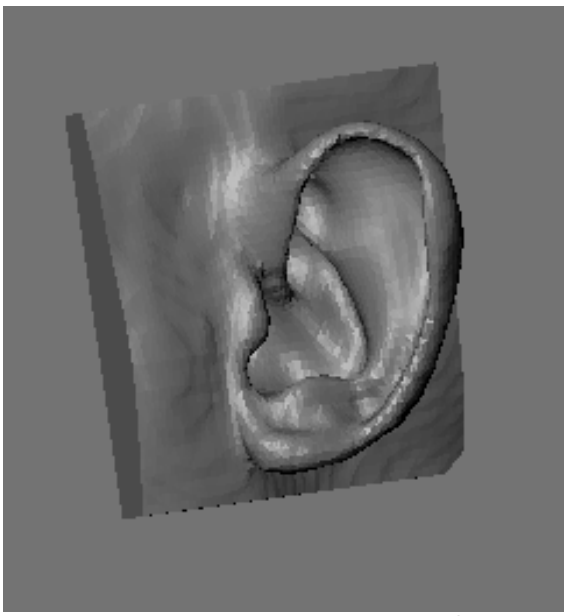


Figura 7-42 - Orelha em STL, produzida pelo *software* Blender.

Projectando a simetria da orelha sã (Figura 7-43), obtêm-se a orelha em causa (Figura 7-44), em STL.

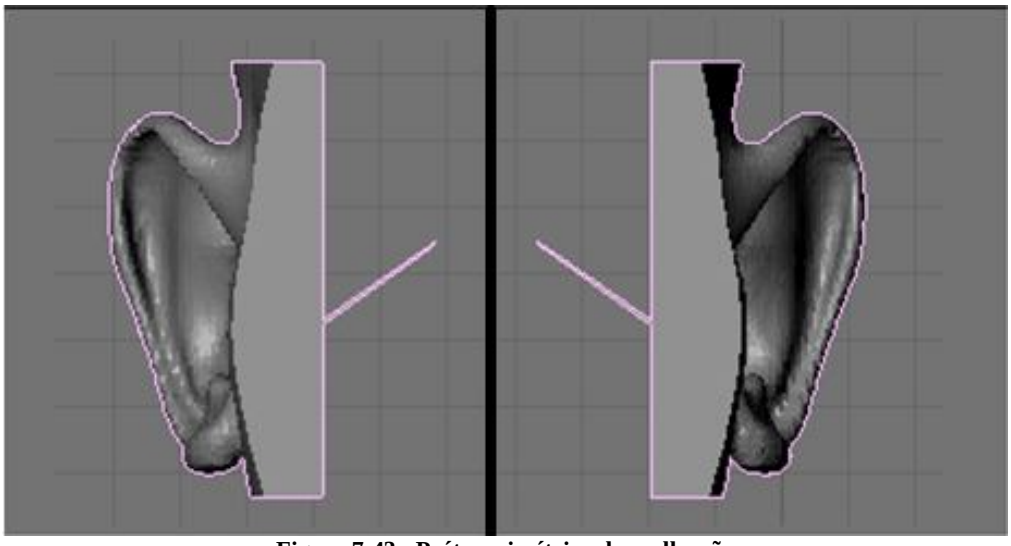


Figura 7-43 - Prótese simétrica da orelha sã.

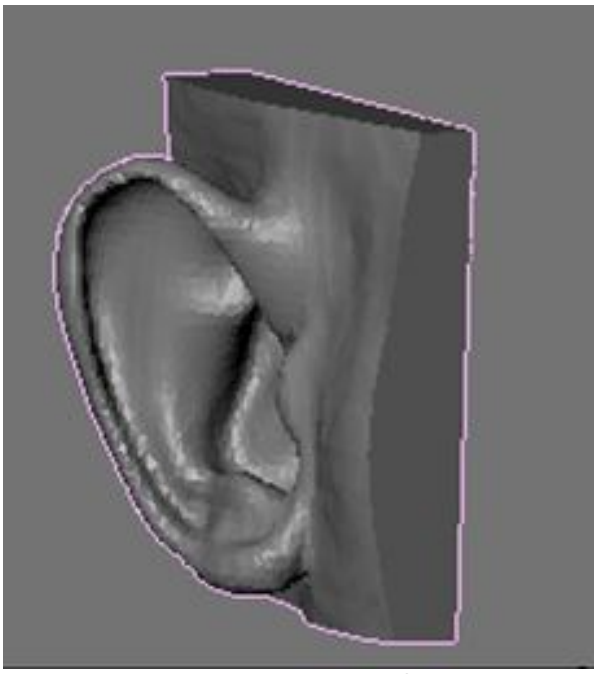


Figura 7-44 - Arquivo em 3D, no formato STL

Como se pode verificar, torna-se possível o projecto de uma orelha através de uma simetria da orelha sã. No entanto caso fosse necessário efectuar alguma correcção, essa operação seria mais fácil recorrendo ao *software 3-Matic.*

A orelha será prototipada e posteriormente obtida em silicone. O processo de produção será descrito no subcapítulo 8.2.1.

CAPITULO 8

8. Fabrico de modelos das próteses

Como um dos objectivos deste projecto, consiste na obtenção de próteses com várias espessuras por vazamento em carapaças cerâmicas, para não introduzir mais variáveis no neste trabalho, utilizaram-se os procedimentos habituais do INEGI. Optou-se assim por desenvolver, a partir dos modelos em estereolitografia, moldes em silicone, nos quais fosse possível injectar um número suficiente de modelos em cera para serem utilizados nas experiências.

Seguiram-se os seguintes passos para a obtenção de modelos:

- Preparação do ficheiro para fabrico em SL (pré-processamento);
- Construção do modelo em SL;
- Pós-processamento dos protótipos;
- Fabrico dos moldes em silicone;
- Injecção dos modelos em cera;
- Fabrico das carapaças;
- Remoção dos modelos em cera;
- Vazamento das ligas metálicas.

8.1. Modelos em estereolitografia

O equipamento de estereolitografia utilizado para a produção dos modelos das próteses e do crânio em estereolitografia, foi o, *Viper si2*, da *3D Systems* (Figura 8-1) existente no INEGI.

Figura 8-1 - *Viper si2*, equipamento de estereolitografia da *3D Systems*.

Este equipamento apresenta as seguintes características:

- Volumetria máxima de construção nos três eixos:
  - $250mm$ no caso standard;
  - $125x125x250mm$ (xyz).
- Peso máximo admissível, para o protótipo, de $9{,}1kg$;
- A espessura das camadas na construção de protótipos, varia entre $0{,}025$, $0{,}05$, $0{,}1$ e $0{,}15mm$.

➢ Pré-processamento

Na fase de pré-processamento, os modelos foram dispostos numa plataforma virtual seguindo-se a definição automática dos suportes dos protótipos a construir (Figura 8-2) com o *software da 3D Systems*.

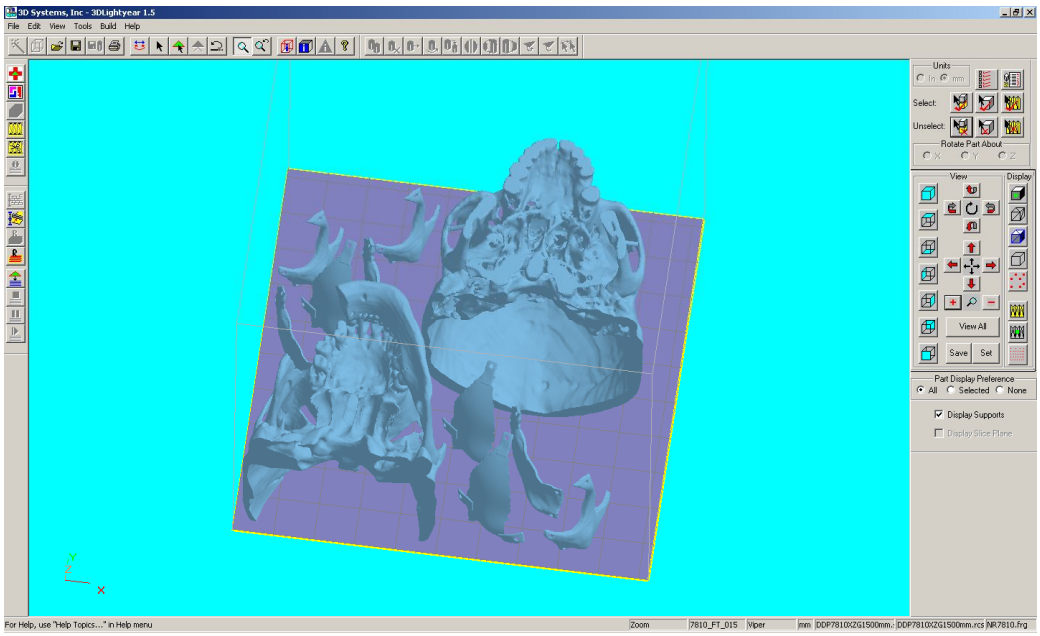


Figura 8-2 – Distribuição dos modelos na plataforma virtual e criação de suportes.

A resina seleccionada para a produção destes modelos foi a *Renshape* SL7580 fornecida pela *Hunstasman*. Esta resina pretende simular o ABS, sendo as suas principais características:

- Boa estabilidade ao longo do tempo;
- Elevada resistência (excelente para fabrico de moldes em silicone);
- Elevada resistência à água.

Esta resina não pode ser esterilizada, pelo que não é possível o seu uso na sala de operações, tendo apenas sido seleccionada para permitir manipular, estudar e realizar as operações de montagem das próteses metálicas no protótipo.

- **Construção do modelo protótipo em SL**

No caso particular destes protótipos não era necessária uma precisão extrema pelo que se optou por um estilo de construção *Fast* 0,15 (tratando-se de uma modelo de construção em que a velocidade de construção é privilegiada em prejuízo da precisão), tendo a sua construção demorado cerca de 20 horas (Figura 8-3).

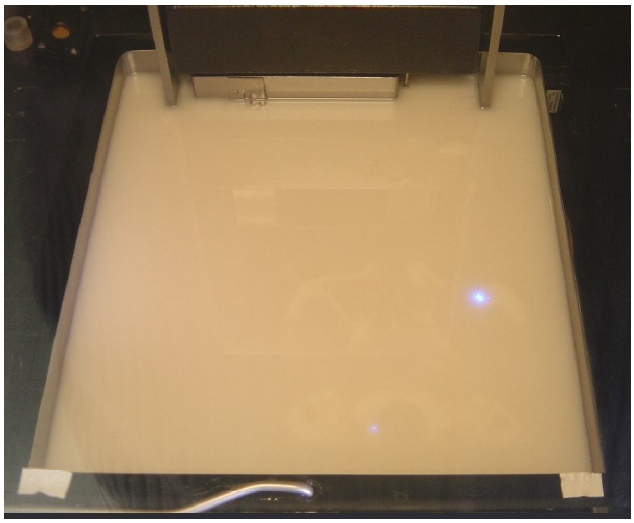


Figura 8-3 - Fase inicial de construção do modelo.

Após terminar a construção do modelo, este está completamente imerso na resina. A etapa seguinte é subir o elevador e aguardar cerca de 15 minutos até que o modelo esteja completamente escorrido, altura em que este é retirado da máquina e lavado (Figura 8-4).

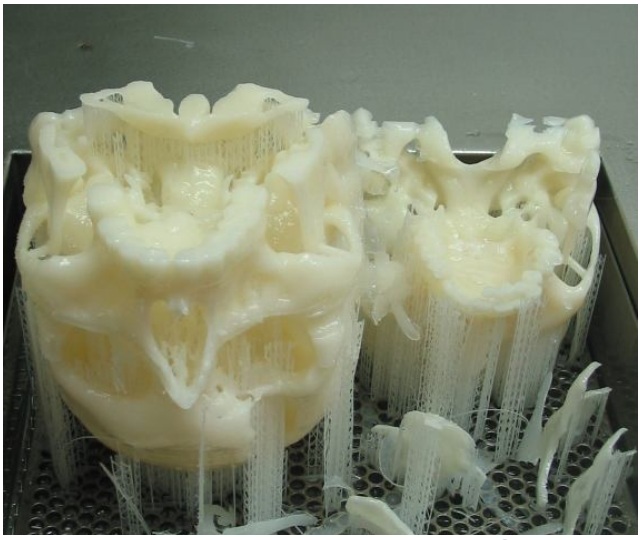


Figura 8-4 – Fase de lavagem dos modelos, após a sua construção.

Esta operação foi realizada num equipamento fechado, com três tinas de lavagem com agitação através de ar comprimido e sistema de exaustão.

Inicialmente o modelo foi colocado na primeira tina em TPM (tripropileno glicol metil éter) que normalmente se encontra um pouco sujo devido aos excessos de resina que permanecem nos modelos que são colocados a lavar imediatamente após serem retirados da máquina. Esta operação demorou cerca de 30 minutos.

De seguida foram retirados os suportes que serviram de sustentação ao modelo. Estes elementos são frágeis e fáceis de remover. No entanto, esta operação requer atenção, de modo a não se quebrarem alguns elementos de menor dimensão que fazem parte do modelo.

Após retirar os suportes, o modelo foi novamente colocado a lavar na segunda tina durante cerca de 15 minutos. Esta tina contém TPM praticamente limpo, já que os excessos de resina são já muito poucos. Após terminar a última lavagem em TPM, o modelo foi lavado pela última vez na terceira tina com água ou em água corrente da torneira para retirar qualquer resíduo que ainda reste.

Finalizada a operação de lavagem do modelo, procedeu-se à secagem com auxílio de uma pistola de ar comprimido e papel suave, avançando de seguida para as operações de pós-processamento.

- **Pós-cura dos modelos protótipos e acabamento final**

Imediatamente após a operação de lavagem, efectuou-se a cura completa da resina na unidade de pós-cura da *3D Systems* (Figura 8-5). Esta unidade permite polimerizar completamente o modelo num espaço de tempo que varia entre ½ a 2 horas dependendo da sua geometria.

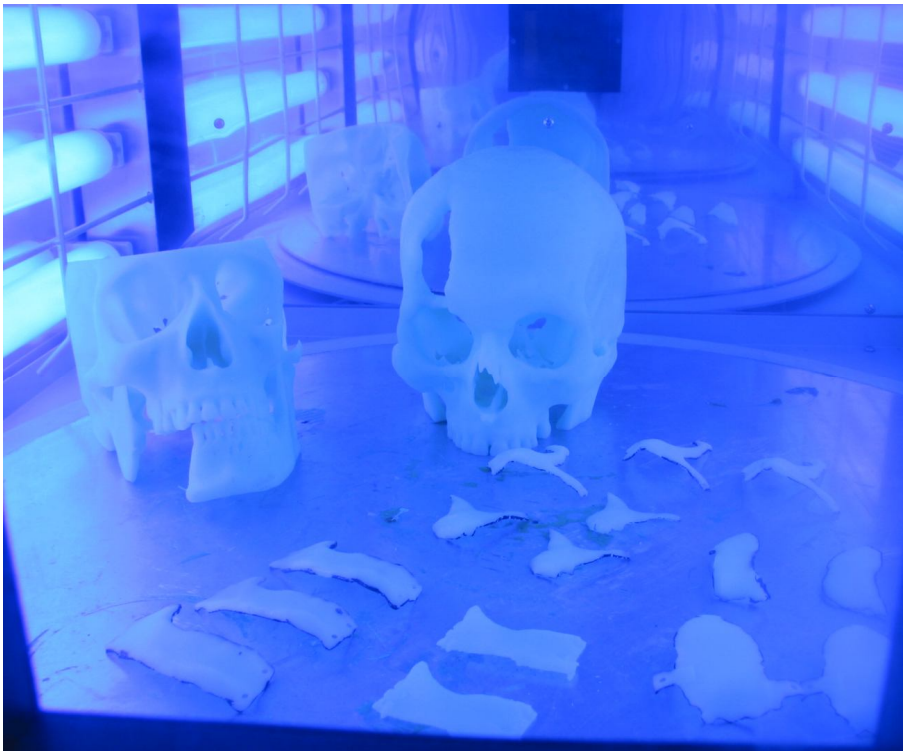


Figura 8-5 - Câmara de cura por ultra-violetas

Após a obtenção do protótipo completamente curado, procedeu-se à lixagem de modo a remover todas a imperfeições associadas ao efeito de escada (decorrente do modo de

construção *Fast 0,15*) e algumas irregularidades causadas pelos suportes. Na Figura 8-6 apresentam-se os modelos obtidos.

Figura 8-6 – Modelos protótipos obtidos.

8.2. Fabrico dos moldes em silicone

Terminada a operação de acabamento dos protótipos iniciou-se o fabrico dos moldes de silicone com a definição do plano de apartação. Este plano é delineado através da marcação das linhas escuras (para contraste com a transparência do futuro molde de silicone) no protótipo que correspondem à zona por onde o molde será cortado (Figura 8-7).

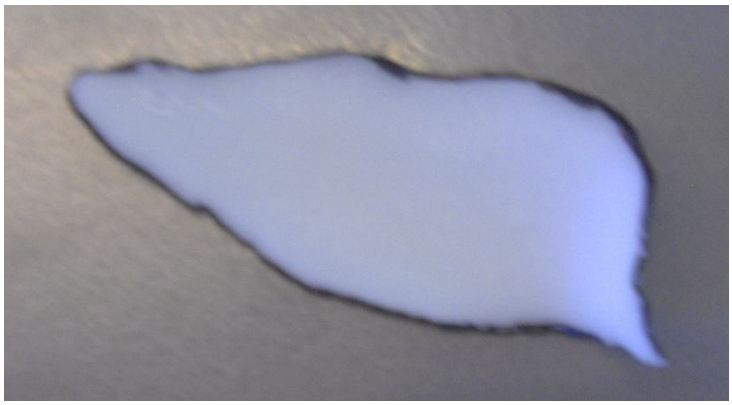


Figura 8-7 - Marcação das linhas de apartação do molde de silicone.

Posteriormente, construiu-se uma caixa em madeira que permite a colocação do protótipo no seu interior apoiado por suporte cilíndrico com cerca de 6mm de diâmetro (Figura 8-8). Este suporte possibilita o vazamento do silicone no exterior da caixa envolvendo todo o modelo (Figura 8-9) e também serve para posterior injecção de cera.

Figura 8-8 - Suporte cilíndrico e modelo em SL da prótese.

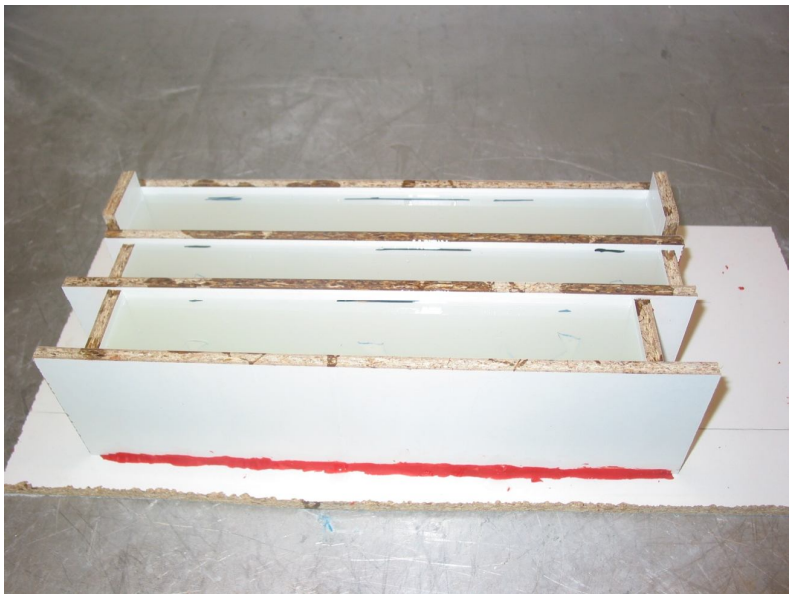


Figura 8-9 – Caixa de madeira com silicone e os modelos obtidos em estereolitografia no seu interior.

O silicone usado para fabrico do molde foi o *Silastic T4* da *Dow Corning*, com excelentes propriedades desmoldantes e dimensionais, sendo por isso o adequado para o fabrico deste tipo de moldes.

A Tabela 8-1 apresenta as propriedades do silicone Silicastic T4 da Dow Corning

Tabela 8-1 – Propriedades do *Silastic T4* da *Dow Corning*.

Aparência	Transparente
Viscosidade	0,07 $Pa.s$
Mexido com – Base e agente de cura (10:01 em peso)	
Viscosidade	0,032 $Pa.s$
Tempo de trabalho a 25ºC	90 a 120 minutos
Como corado a 4h a 40ºC	
Dureza, Shore A	40 pontos
Resistência à tracção	66,879 MPa
Alongamento na Ruptura	390%
Resistência ao rasgo	150 ppi

(http://www.reptech.co.uk/data_sheets/T-4%20Base%20Curing%20Agent%20Product%20Information.pdf)

Após a desgasificação do silicone numa câmara de vácuo fabricada pela M.J.Amaral – equipamentos Industriais, S.A. (Figura 8-10), este foi vazado sobre o modelo ate encher a caixa de moldação, dando-se início à fase de polimerização.

Figura 8-10 - Câmara de Vácuo.

Este equipamento apresenta como características técnicas, dimensões:

- Comprimento: $700mm$;
- Largura: $700mm$;
- Altura: $350mm$.

Após 24 horas à temperatura ambiente o molde estava completamente curado. Iniciou-se a fase de desmoldação dos protótipos do seu interior realizando cortes irregulares (usando uma faca com geometria apropriada para o efeito) orientados pelas linhas escuras anteriormente definidas para o plano de apartação. Desta forma foi possível separar o molde em duas metades, tendo a superfície de apartação uma geometria de corte ondulada que permite o seu posterior encaixe sem deslizamento (Figura 8-11).

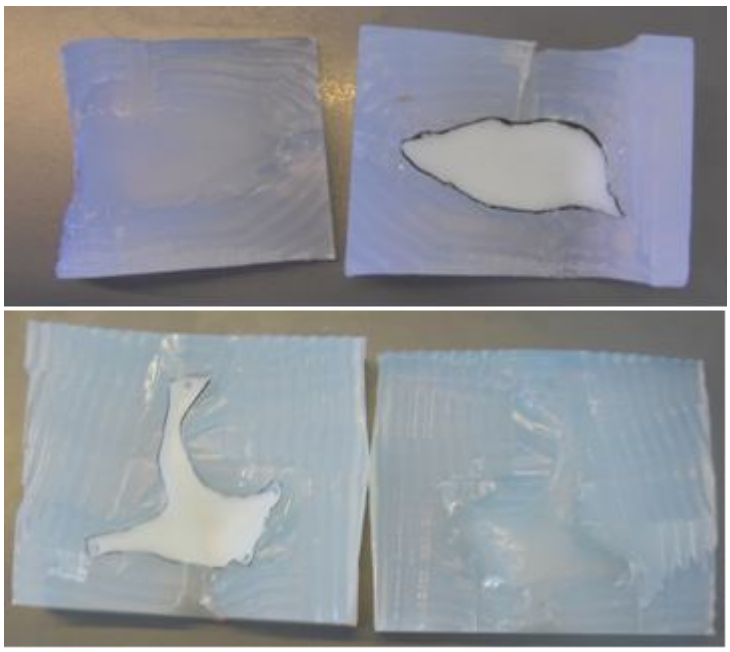


Figura 8-11 - Corte do molde em duas partes.

Depois de cortado o molde, retirou-se o modelo em estereolitografia do seu interior, bem como o suporte cilíndrico que serviu para sustentar o modelo, mas cuja principal função foi criar um canal no molde por onde a cera irá ser vazada.

8.2.1. Produção da orelha em silicone

Para a produção da orelha em silicone realizou-se o mesmo procedimento descrito anteriormente (Figura 8-12). Não foi necessário linearizar o protótipo, visto tratar-se de uma estrutura de pequenas dimensões e de fácil acesso à sua desmoldação.

Figura 8-12 - Modelo protótipo da orelha, obtida pelo software "open sources" (*Invesalius e Blender*).

Utilizou-se o mesmo silicone (*Silastic T4*) utilizado nos moldes para a injecção de ceras (Figura 8-13).

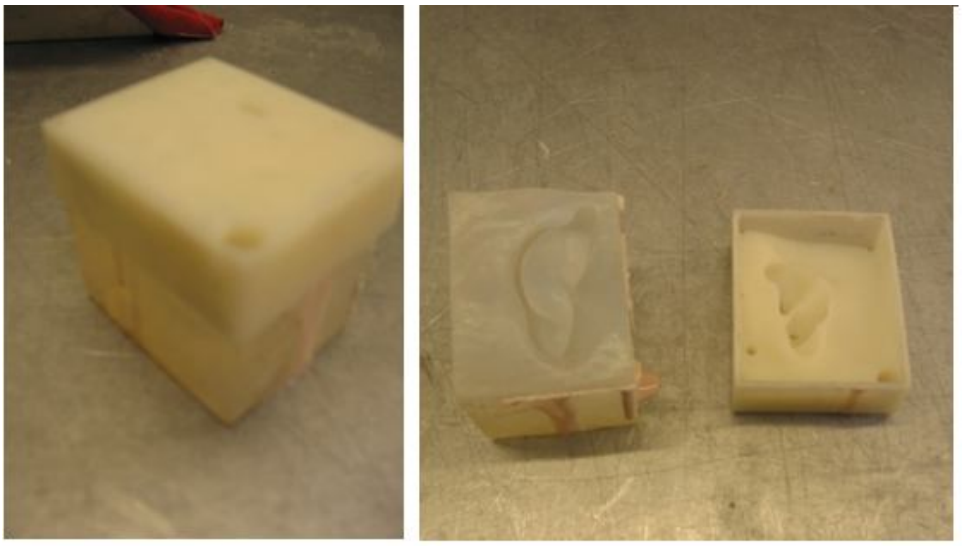


Figura 8-13 – Molde em silicone, para a produção da orelha.

Para a obtenção dos protótipos da orelha, vazou-se por gravidade no interior do molde outro silicone, com adição de pigmentos coloridos para obter uma cor semelhante á pele humana, usando como desmoldante vaselina. A prótese em silicone da orelha é mostrada na Figura 8-14.

Figura 8-14 – Prótese em silicone de uma orelha.

8.3. Obtenção dos modelos em cera das próteses

Após o fecho do molde com o auxílio de fita adesiva, vazou-se cera por gravidade no seu interior a cerca de 70°C. A solidificação da cera demora em média cerca de 5 a 10 minutos (dependendo da geometria da espessura do modelo), tempo demasiado longo caso o objectivo fosse fabricar grandes séries.

Após o tempo necessário à solidificação do modelo (Figura 8-15), procedeu-se à sua desmoldagem do interior do molde com o auxílio do ar comprimido e tirando proveito da flexibilidade, quer do molde, quer do modelo em cera.

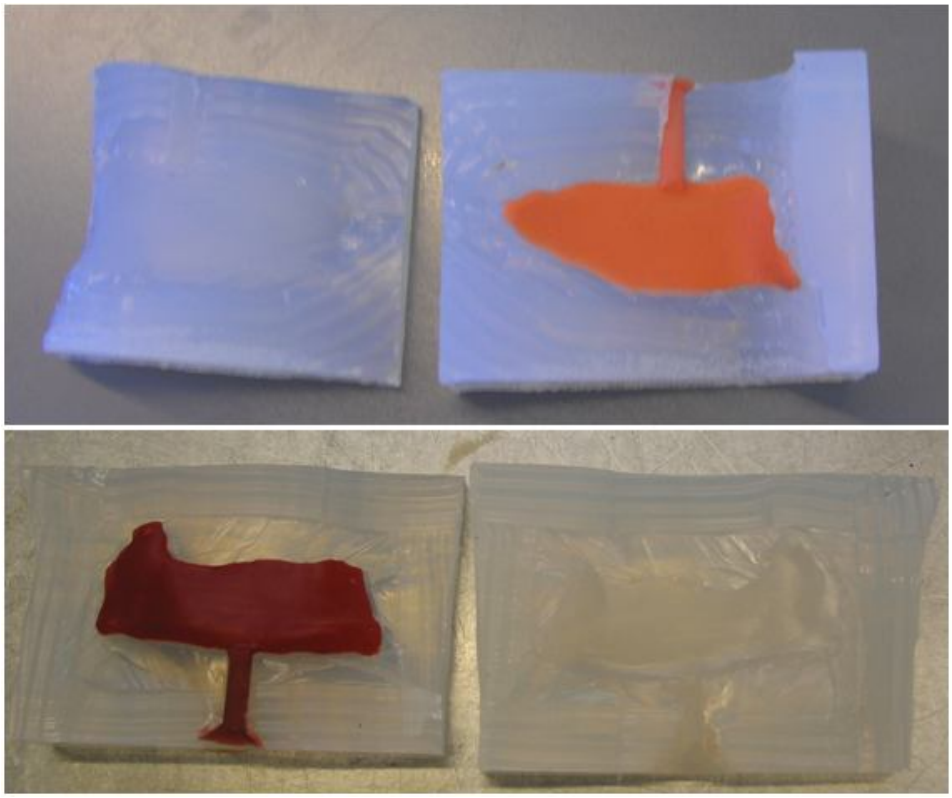


Figura 8-15 - Desmoldagem do modelo protótipo.

Desta forma foi possível obter os modelos de próteses em cera apresentados na Figura 8-16.

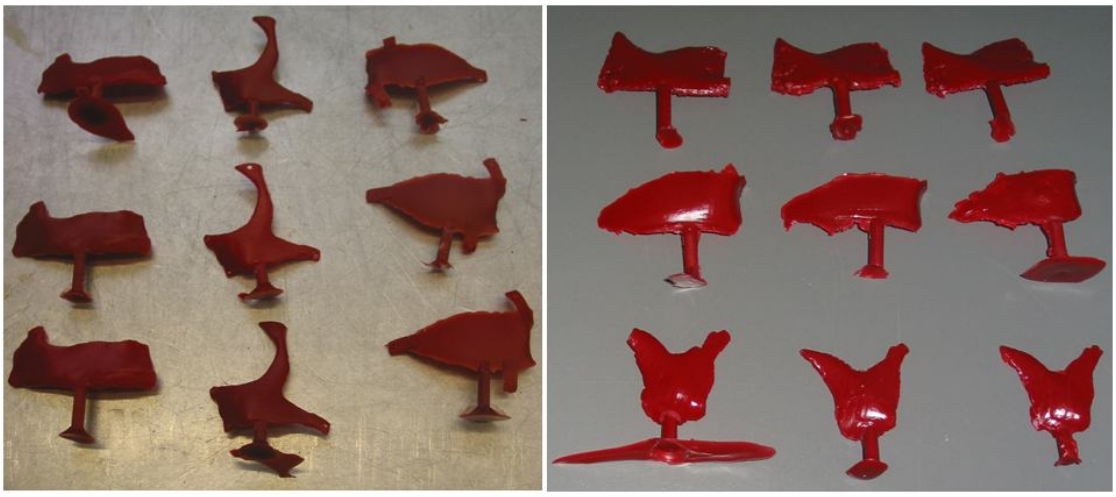


Figura 8-16 – Próteses em cera.

CAPITULO 9

9. Fabrico de carapaças e cadinhos cerâmicos

Neste ponto é feita uma descrição genérica do procedimento utilizado para o fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas, dos materiais utilizados e das metodologias usadas na construção destes componentes.

9.1. Sistemas cerâmicos para moldações e cadinhos

Os sistemas cerâmicos são constituídos por barbotinas e agregados cerâmicos. As barbotinas são constituídas por ligantes e farinhas.

Os sistemas cerâmicos utilizados neste trabalho foram previamente desenvolvidos no INEGI, tendo como objectivo essencial que as carapaças e cadinhos cerâmicos sejam capazes de suportar a elevada temperatura de fusão e reactividade das ligas de titânio. Mais objectivamente os sistemas cerâmicos foram desenvolvidos para obedecer aos seguintes critérios:

- Estabilidade química de modo a que a energia livre de formação de óxidos seja sempre teoricamente inferior ao valor da energia livre de formação dos compostos que se formam por reacção com as ligas de titânio líquidas;
- Temperatura de fusão dos materiais seleccionados que deve ser superior à temperatura de fusão das ligas em causa, nomeadamente $Ti6Al4V$;
- Elevada resistência ao choque térmico dado que as carapaças têm que sofrer uma elevação da temperatura de 1000 a $1850°C$ e para os cadinhos de $400°C$ a $1850°C$ em menos de 3 minutos.
- Custo baixo porque um custo muito elevado poderá inviabilizar a futura industrialização do processo em causa;

De acordo com estas premissas, a solução encontrada foi efectuar uma barbotina para o *facecoat* de uma ou duas camadas em ítria que custa a cerca de $70€/kg$, seguido de um *backup* de 6/7 camadas de barbotinas baseadas em zircão.

Para os polvilhamentos de engrossamento das carapaças que se aplicam sobre as barbotinas, foram usadas areia de ítria nos *facecoat* e areias de alumina nas seguintes camadas, de acordo com os desenvolvimentos realizados previamente no INEGI.

9.1.1. Barbotinas de contacto *facecoat* e de engrossamento *backup*

Os refractários usados sob a forma de farinhas no processo de fabrico das camadas de contacto *facecoat* foram a ítria de 200 e 325 $mesh$ usando um ligante orgânico.

Os refractários usados sob a forma de farinhas no processo de fabrico das camadas de engrossamento foram o zircão de 250 $mesh$ usando um ligante de sílica coloidal.

A tabela 9-1, descreve de forma mais pormenorizada a constituição das barbotinas para as camadas de contacto e de engrossamento utilizadas para as carapaças e para os cadinhos cerâmicos.

Tabela 9-1 - Constituintes das barbotinas usadas na produção das carapaças e cadinhos

Barbotina nº139 **Camadas de contacto**	Ligante orgânico (1,755$litros$) H_2O (1,17$litros$)	Ítria-*200mesh* (7,313kg) Ítria-*325mesh* (7,313kg) Y_2O_3-1μm(0,146kg)
Barbotina nº132 **Camadas de engrossamento**	Sílica *Levasil* (2,320$litros$) Agua (0.232$litros$)	Zircão-*250mesh* (9,5kg)

A tabela 9-2 apresenta os valores dados pelo fornecedor relativos à composição química da farinha ítria (Treibacher) - 200 $mesh$.

Tabela 9-2 – Analise química ítria (Treibacher) – 200$mesh$.

	Composição química (em peso) – valores dados pelo fornecedor						
Elemento	Y_2O_3(%)	ThO_2	Fe_2O_3	Al_2O_3	SiO_2	TiO_2	C
	99,99min.	<1ppm	16ppm	<50ppm	90ppm	<50ppm	17%

A densidade da farinha de ítria (Treibacher) - 200 $mesh$, segundo a indicação do fornecedor, é de 5 g/cm^3.

A mistura da barbotina foi feita com o recurso a berbequins manuais de velocidade variável. Após a mistura, as barbotinas foram colocadas em recipientes fechados num sistema de rolos com velocidade variável (Figura 9-1), sendo estes apenas abertos quando existisse a necessidade de utilizar a barbotina ou fazer monitorização da viscosidade e do pH.

Figura 9-1 - Armazenamento das barbotinas em rolos de velocidade variável.

Como a variação do valor de pH, origina bruscos aumentos da viscosidade e consequentemente gelificação, após 5 minutos da realização da mistura faz-se uma medição do pH e da viscosidade.

Os parâmetros utilizados no trabalho para tais medições, foram a viscosidade, o pH e a densidade com as metodologias e equipamentos a seguir indicados:

- Viscosidade do *facecoat* (em segundos) foi medida através de um viscosímetro copa Zahn 4 (Figura 9-2);

Figura 9-2 – Viscosímetro copa Zahn 4.

Obtendo-se os seguintes resultados:

- *facecoat* - cerca de 16 segundos;
- *backup* - cerca de 7/8 segundos;

- pH (gama: 0/14) e temperatura (gama -50 a 150°C) com recurso ao modelo Testo 23 (Figura 9-3);

Figura 9-3 – Medidor de pH Testo 23.

Obtendo-se os seguintes resultados, para o pH:

- *facecoat*: $\pm 9{,}5$
- *backup*: $\pm 9{,}5$

- Medição da densidade da barbotinas;

Obtendo-se os seguintes resultados:

- Ítria: $5\,g/cm^3$
- Alumina: $4\,g/cm^3$

Esta escolha das barbotinas, foi baseada em estudos elaborados no INEGI:

- A utilização de granulometrias muito baixas e elevada área superficial exposta origina uma elevada absorção do líquido não permitindo grandes adições de refractário ao ligante, originando consequentemente baixos teores de sólidos e, futuramente, camadas de contacto pouco densas (porosas);
- O contacto da ítria com a água, provoca uma tendência para a hidrólise da ítria (particularmente com granulometrias baixas) com consequências ao nível da formação de hidróxido de ítria, cujo pH é bastante elevado, originando grande instabilidade da barbotina;
- Elevada sensibilidade da ítria a variações de pH;
- Elevada instabilidade da ítria coloidal que praticamente inviabiliza a sua aplicação;
- Perante ligantes ácidos, a taxa de dissolução da ítria aumenta provocando variações de pH que podem levar a gelificação prematura.

9.1.2. Refractários para polvilhamento "stuccos"

Para as camadas de contacto, os refractários utilizados foram a ítria fundida de $125\,mesh$ cuja granulometria se encontra centrada nos $0{,}4mm$. Para as camadas de engrossamento, os refractários usados foram a alumina com granulometrias centradas em $0{,}5\,mm$, FEPA 60, e em $1mm$, FEPA 36. A Tabela 9-3 descreve mais pormenorizadamente os refractários usados para o polvilhamento e engrossamento das carapaças.

Tabela 9-3 - Refractários utilizados no processo de fabrico das carapaças e cadinhos cerâmicos.

	Designação	Granulometria	*Facecoat*	*Backup*
Carapaças	Ítria	$125\,mesh$	X	
	Alumina-α	36 FEPA		X
		60 FEPA		X
Cadinhos	Ítria	$125\,mesh$	X	
	Alumina-α	36 FEPA		X
		60 FEPA		X

Em relação à areia utilizada no *facecoat*, as Tabelas 9-4 e 9-5 apresentam as composições químicas e distribuição de granulometria descrita na Tabela 9-1.

Tabela 9-4 – Análise química da farinha de ítria – 125 *mesh*.

Composição química (em peso) – valores dados pelo fornecedor							
Elemento	Y_2O_3	ThO_2	Fe_2O_3	Al_2O_3	SiO_2	TiO_2	C
	99,99min.	<1ppm	16ppm	<50ppm	90ppm	<50ppm	170ppm

Tabela 9-5 – Composição química da areia de alumina.

Composição química (% em peso) – valores dados pelo fornecedor				
Elemento	Al_2O_3	Na_2O	Fe_2O_3	SiO_2
(%)	99,75	0,25	0,02	0,02

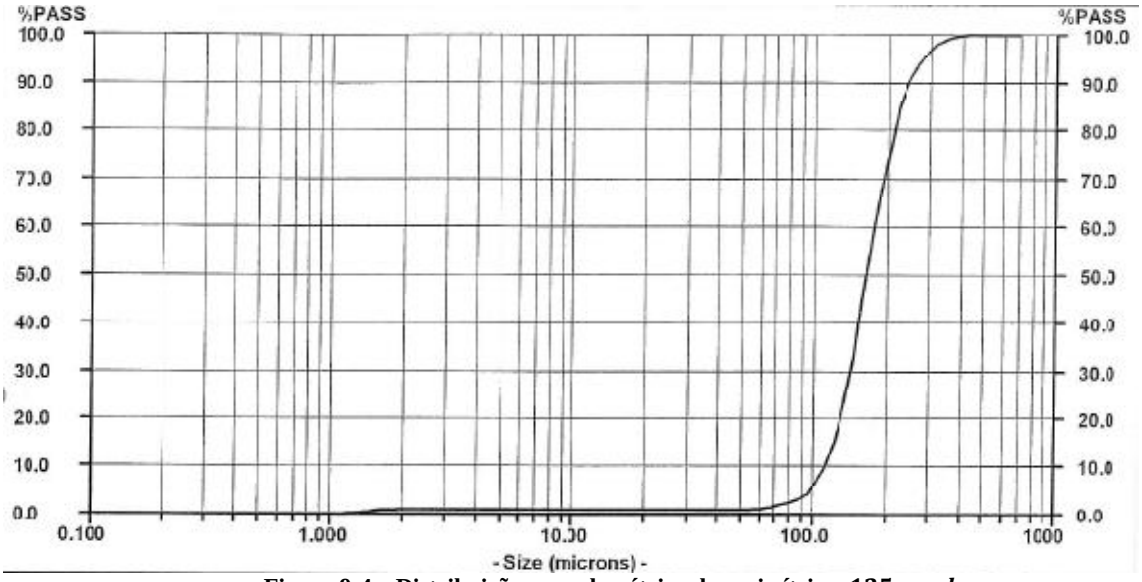


Figura 9-4 – Distribuição granulométrica da areia ítria – 125 *mesh*.

9.2. Procedimento geral usado para fabrico das carapaças

A partir da obtenção dos modelos em cera, ou em *Quickcast*, das futuras próteses, os modelos foram soldados a um sistema de gitagem em cera, após o que seguiram para o sector da cerâmica (Figura 9-5). Note-se que o forno do INEGI não permite vazar pequenas quantidades de material, pelo que os cachos usados para a fabricação das carapaças incluíam também impulsores para turbo-compressores, de maneira a garantir que o cacho teria uma quantidade mínima de material de $1{,}5kg$. Nesta operação deve-se garantir um tempo de permanência de algumas horas no sector das cerâmicas antes de se iniciar o processo de fabrico das carapaças, de modo assegurar a menor variação possível de temperatura ate ao fim do processo de fabrico. Isto acontece porque as ceras são polímeros que tem elevado coeficiente de dilatação e as variações de temperatura afectam a integridade mecânica da carapaça em construção.

Figura 9-5 - Próteses e cadinhos cerâmicos, prontos para o revestimento cerâmico.

Os modelos usados para a produção dos cadinhos cerâmicos foram de dois tipos:

- Modelos em cera (Figura 9-6);

Figura 9-6 - Modelos em cera dos cadinhos.

- Modelos em silicone (Figura 9-7);

Figura 9-7 – Modelos em silicone dos cadinhos.

Estes modelos de cadinhos em silicone, desenvolvidos no INEGI tem grandes vantagens em comparação com os modelos em cera:

- Podem ser usados centenas de vezes;
- Rápida execução de modelos para produção de cadinhos;
- Fácil desmoldagem após a produção das carapaças;
- Não necessita ataque químico na sua superfície, devido ao seu excelente acabamento superficial, bastando uma pré lavagem em detergente;
- Pouco poluente;
- Não é necessária a descirificação o que é energeticamente recomendável.

➢ Lavagem e ataque químico da superfície dos modelos

Os modelos em cera foram sujeitos a uma limpeza da superfície, com o objectivo de eliminar detritos, como restos de desmoldante (estes são extremamente nefastos porque contem sílica que caso não seja removida nesta fase, pode ficar no *facecoat*) e aumentar a capacidade de adesão da primeira camada. O tempo de imersão em cada tina de desengorduramento foi aproximadamente 15 segundos para que não houvesse demasiado ataque químico dos modelos de forma a evitar qualquer dano na sua superfície.

Nesta operação, tanto o detergente como a água encontram-se estagnados. Por sua vez os cachos ao serem mergulhados foram cuidadosamente agitados.

A Figura 9-8, mostra as superfícies das ceras com, sem e excesso de ataque químico.

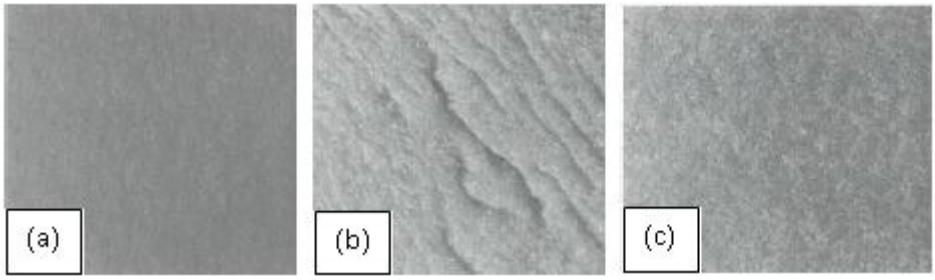


Figura 9-8 - Superfície do modelo em cera. (a) Sem ataque químico; (b) Ataque químico em excesso; (c) Situação óptima.

Com a utilização de cadinhos em silicone, não é necessário efectuar o ataque químico na sua superfície, bastando uma lavagem com um detergente de utilização genérica.

➢ Revestimento cerâmico dos modelos em cera

Antes de qualquer mergulho efectuado, procedeu-se à medição dos parâmetros principais (pH, viscosidade e densidade). Os mergulhos foram efectuados em tinas de velocidades variáveis (Figura 9-9), disponíveis no INEGI.

Figura 9-9 – Tinas com velocidade variável, disponíveis no INEGI.

Relativamente ao *facecoat* os mergulhos seguem metodologias diferentes para os cadinhos e para as moldações. Assim para as moldações aplicaram-se duas camadas de *facecoat* e para os cadinhos três camadas. Esta opção baseou-se no facto de se pretender evitar que a primeira barbotina de *backup*, com sílica, chegasse ao modelo por capilaridade, após a secagem da primeira camada. Dessa forma pode ter-se no *facecoat* uma maior quantidade de sílica, tornando-o mais susceptível a reacção com o metal fundido.

Após cada mergulho na barbotina do *facecoat* seguiu-se o polvilhamento com areia de ítria em chuveiro existente no INEGI.

Para o *backup*, aplicaram-se entre cinco a sete camadas seguidas de polvilhamento com alumina. A ultima camada de *backup* consistia unicamente numa imersão na barbotina sem polvilhação de areia. Este último mergulho serve para consolidar as últimas partículas de areia usadas no polvilhamento.

A polvilhação dos cachos com areia no *backup*, foi efectuada imergindo suavemente os cachos nos leitos fluidizados (Figura 9-10) disponíveis no INEGI.

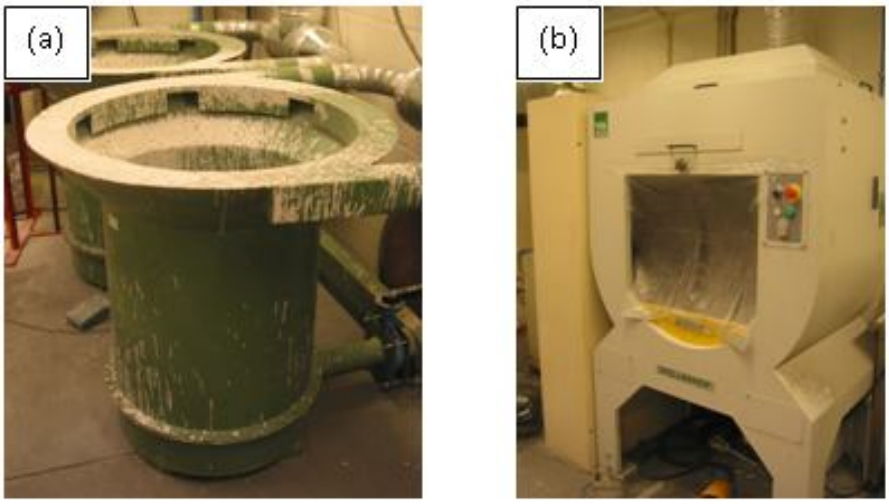


Figura 9-10 - a) Leitos fluidizados; b) Chuveiro.

A Tabela 9-6 e 9-7, apresenta uma informação detalhada sobre a sequência dos revestimentos cerâmicos nos modelos em cera das carapaças e dos modelos em silicone dos cadinhos.

Tabela 9-6 - Procedimento de revestimento cerâmico para as carapaças cerâmicas.

	Ligante	Areia	Nº Barbotina	Viscosidade	***pH***	Densidade	Tempo de secagem
facecoat	Orgânico	Ítria (*mesh* 125)	139	17,75	9,5	3,15	4h
	Orgânico	Ítria (*mesh* 125)	139				1h
	Orgânico	Alumina-α (Al_2O_3) (*mesh* 60)	132	15			2h
backup	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (*mesh* 60)	132	7,59		2	2h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (*mesh* 36)	132	7,59		2	3h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (*mesh* 36)	132	7,59		2	3h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (*mesh* 36)	132	7,59		2	3h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (*mesh* 36)	132	7,59		2	3h

Tabela 9-7 - Procedimento de revestimento cerâmico para cadinhos cerâmicas.

	Ligante	Areia	Nº Barbotina	Viscosidade	***pH***	Densidade	Tempo de secagem
facecoat	Orgânico	Ítria (mesh 125)	139	21,50	9,58	3,08	4h
	Orgânico	Ítria (mesh 125)	139	14			2h
backup	Zircão	Zircão	132			2,66	3h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (mesh 60)	132	7,28			2h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (mesh 60)	132	7,28		2,66	4h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (mesh 36)	132	7,28		2,66	1h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (mesh 36)	132	7,28		2,66	3h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (mesh 36)	132	7,6		2,66	5h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (mesh 36)	132	7,5		2,66	2h
	Zircão	Alumina-α (Al_2O_3) (mesh 36)	132	7,5		2,66	2h
	Zircão	Banho	132	7,4		2,66	2h

O tempo de mergulho nas barbotinas e escorrimento das mesmas variou consoante as características que se pretendia obter para a peça em causa, havendo no entanto uma grande preocupação em uniformizar o mais possível as camadas. Deve-se ter especial atenção na fase de mergulho para não partir os cachos devido à estrutura complexa dos modelos (Figura 9-11). A diferença de espessura nas peças, é provocada pela não uniformidade das camadas e pode provocar gradientes de tensões que levam à fissuração da peça.

Figura 9-11 - Estrutura do cacho após a segunda camada, fase de secagem.

O tempo de secagem entre camadas teve como objectivo a eliminação da água existente após a aplicação duma camada e consequente gelificação do ligante. Tipicamente o tempo de secagem entre camadas varia entre 1 a 4 horas dependo das geometrias das peças, da incidência de ventilação forçada, da humidade.

Nas primeiras camadas em que a carapaça se encontra pouco espessa e apresenta uma resistência mecânica reduzida normalmente não se aplicava a ventilação directa para não provocar variações térmicas na cera que pudessem provocar fissuração.

A Figura 9-12 mostra a secagem das carapaças cerâmicas.

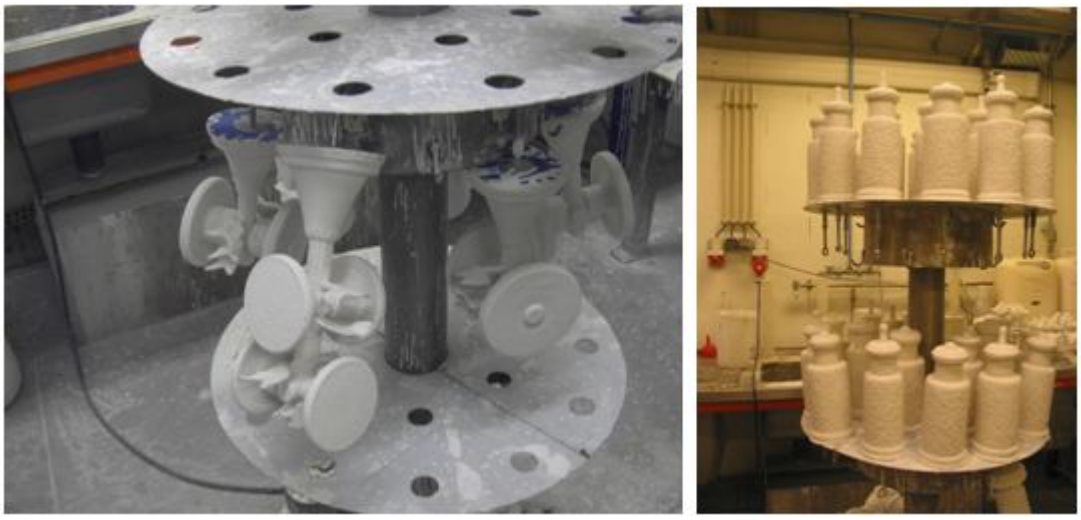


Figura 9-12 – Base de secagem.

Para a evitar os problemas de fissuração durante o processo de eliminação da cera do interior das carapaças (falta de resistencia), por segurança, deve-se deixar secar as carapaças, 24 a 48 horas após a ultima camada.

- **Descerificação**

O processo de eliminação dos cachos em cera do interior das carapaças cerâmicas foi feito por choque térmico (*flash firing*) no forno de descerificação existente no INEGI (Figura 9-13).

Figura 9-13 – Forno de descerificação.

Devido ao facto da cera apresentar um coeficiente de expansão térmico bastante superior ao da carapaça cerâmica, e tendo em conta que a carapaça cerâmica se encontra em "verde", é possível que ocorra fissuração desta devido ao desenvolvimento de pressões internas muito elevadas durante o aquecimento. Para evitar que tal aconteça efectuaram-se os seguintes procedimentos:

- Os cachos passam da temperatura ambiente a uma temperatura de 1050°C em menos de 2 minutos de modo a criar um choque térmico acentuado na carapaça. Desta forma, antes da cera sofrer expansão, já ocorreu a fusão da camada superficial de interface com a cerâmica originando uma pequena folga que é suficiente para absorver qualquer dilatação;
- Tal como referido anteriormente, submeteu-se a carapaça cerâmica a um período de secagem de aproximadamente 24 horas, após a última camada, de maneira a conseguir a máxima resistência possível em "verde";

- **Sinterização**

Como procedimento geral, após a submissão das carapaças à temperatura de 1050°C, estas permanecem durante mais duas horas a essa temperatura de modo a aumentar a sua resistência mecânica.

Para além deste tratamento, procedeu-se a uma sinterização a cerca de 1400°C segundo os ciclos térmicos da Figura 9-14 com o objectivo de melhorar a resistência

mecânica da carapaça sem comprometer a sua permeabilidade e assegurar a eliminação da friabilidade do *facecoat* que apenas contem ítria na sua composição química.

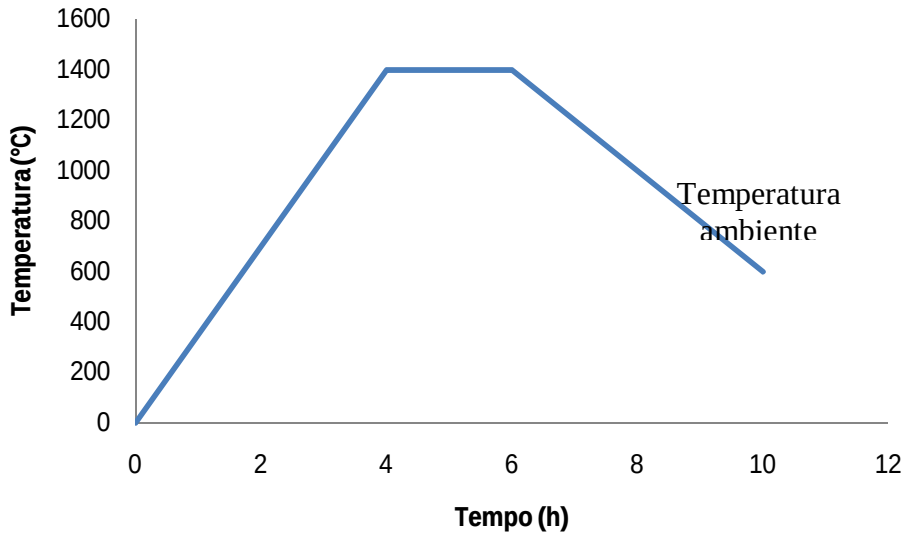


Figura 9-14 - Ciclo térmico característico de sinterização das carapaças.

9.3. Discussão dos resultados

A utilização de *facecoat* contendo apenas ítria, sem qualquer vestígio de sílica excepto a que infiltra o *facecoat* por capilaridade, é a que melhor garante a máxima inércia química dos cadinhos e moldações.

Os *backup* para a produção dos cadinhos e carapaças cerâmicas, historicamente eram feitos com barbotinas à base de sílica coloidal (*Ludox Sk)* e farinha de alumina porque desta forma as carapaças apresentavam melhor resistência à fissuração durante os ciclos térmicos a 1400°C). No entanto estas carapaças eram muito difíceis de abater por excesso de densificação na sinterização, pelo que a farinha de alumina foi substituída por farinha de zircão mais refractária e que promove uma menor densificação no processo de sinterização da ítria.

No decorrer do fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas, poderão ocorrer vários problemas nos produtos cerâmicos obtidos, devendo por isso ter-se em atenção alguns aspectos, nomeadamente:

- Ao ocorrer uma má qualidade da superfície dos modelos cerâmicos (após a descerificação) deve-se aumentar a viscosidade da barbotina na primeira imersão, o que no entanto pode originar alguma micro fissuração (pode não ser prejudicial se o metal após o vazamento não penetrar essas fissuras);
- Se ocorrer fissuração após a descerificação, deve-se aumentar o tempo de secagem das cerâmicas antes da descirificação. O choque térmico imposto na descirificação origina uma rápida expansão da água que possa ainda existir na carapaça, provocando a sua fissuração. Também se pode aumentar o número de camadas do *backup* para aumentar a sua resistência mecânica;
- Quando acontece que as carapaças apresentam friabilidade superficial, deve-se usar barbotinas com farinha de maior granulometria para minimizar o efeito da

hidrólise da ítria ou reduzir a exposição da barbotina ao ar para minimizar a absorção de humidade.

Estas conclusões foram baseadas no trabalho realizado e desenvolvidos no INEGI antes e durante a realização deste trabalho.

CAPITULO 10

10. Vazamentos e ensaios dos modelos das próteses obtidas

Neste capítulo, apresentam-se os principais resultados obtidos com os vazamentos das próteses metálicas projectadas e fabricadas no decorrer deste trabalho.

Neste contexto, começa-se por descrever genericamente os meios experimentais utilizados, no sentido de no final realizar algumas sugestões sobre que alterações de meios serão necessários para se poder produzir próteses à medida em condições quase industriais.

Os constantes estudos evolutivos, efectuados no INEGI, para diversas aplicações, demonstraram que a liga biocompativel para a produção de implantes médicos ideal para o caso de estudo, seria a liga de titânio (Ti_6Al_4V).

10.1. Liga biocompativel: ligas de titânio

A liga de titânio utilizada para o desenvolvimento deste trabalho, foi $Ti6Al4V$ fornecida pela LCMA (Luxembourg Company of Metals & Alloys S.A.), com a composição química apresentada na Tabela 10-1. Note-se que a liga ideal seria a liga $Ti6Al4V$ ELI com baixos teores de intersticiais como oxigénio, azoto e carbono, mas essa liga não existia disponível no INEGI.

Tabela 10-1 - Composição química da liga $Ti6Al4V$.

	Composição química (% ponderal) – valores dados pelo fornecedor LMCA							
Elemento	Ti	N_2	C	H_2	Fe	O_2	Al	V
(%)	base	0,01	0,02	0,004	0,04	0,12	6,24	3,9

10.2. Equipamento: Forno eléctrico de fusão por indução com cadinho cerâmico

Estudos realizados pelo INEGI demonstraram que este forno poderia eventualmente não ser o mais apropriado para a execução deste trabalho, mas na realidade é o único forno disponível no INEGI.

Forno eléctrico de fusão por indução marca *Celes* (INEGI) (Figura 10-1)

Figura 10-1 - Forno eléctrico de fusão por indução do INEGI.

A unidade de potência deste forno apresenta as seguintes caracteristicas:

- Potência disponível: $100kW$
- Frequência máxima: $65KHz$

O forno em si é um equipamento que foi projectado pelo INEGI e construído pela empresa M. J. Amaral. Tem a característica particular de ter duas câmaras de vácuo e atmosfera controlada entre as quais é possível criar um gradiente de pressões de maneira a facilitar o enchimento de peças de paredes muito finas com maior pressão na câmara de fusão 100 $mbar$ de Argon e de cerca de $20\ mbar$ na câmara de vazamento.

Estudos realizados pelo INEGI demonstraram que este forno seria o mais apropriado para a execução de impulsores para turbo-compressores, mas existe a dúvida se este será o melhor equipamento para vazar finas próteses de titânio com pequenas quantidades de liga..

Para além destas características, que nos garantem tempos de fusão e vazamento extremamente rápidos (menos de 90 segundos), outra característica particular deste forno é estar preparado para permitir no futuro avançar para um conceito de cadinhos de cobre refrigerados a água caso seja necessário para evitar contaminação com oxigénio no metal fundido ou nas peças vazadas. De facto o sistema de vazamento em vácuo com atmosfera controlada de Argon usando fusão em cadinhos cerâmicos está a criar algumas dificuldades em assegurar que percentagem de oxigénio presente nas ligas vazadas seja inferior aos 0,25% admissíveis para a liga $Ti6Al4V$ e 0,20% na liga $Ti6Al4V$ ELI.

10.3. Ensaios de fusão e vazamento

Para a fusão e vazamento foram preparadas dez cachos (Figura 10-2). No entanto por questões circunstanciais apenas foi possível vazar dois cachos.

Figura 10-2 – Carapaças cerâmicas com as próteses e os impulsores.

Os ensaios de fusão e vazamento dos dois cachos foram feitos de acordo com os procedimentos descritos na tabela 10-2.

Tabela 10-2 – Procedimentos dos ensaios de fusão e vazamento.

Temperatura de preaquecimento das moldações	**1100℃**
Temperatura de preaquecimento dos cadinhos e das cargas	400℃
Tempo entre retirar as carapaças do forno e vazar o metal	4 $minutos$
Número de lavagens da câmara de fusão antes do vazamento	2
Pressão de Árgon na altura da fusão na câmara de fusão	100$mbar$ ± 20
Pressão de Árgon na altura do vazamento na câmara de vazamento	20$mbar$ ± 5
Tempo entre o vazamento e a abertura da câmara de vácuo	15$minutos$

As peças vazadas tinham 1mm, 1,5mm e 2mm no sentido de se avaliar a adequação deste processo às espessuras de interesse para as próteses.

A Figura 10-3 apresenta o conjunto de uma carapaça com próteses e impulsores, obtida de um vazamento.

Figura 10-3 – Conjunto após vazamento.

Após o vazamento e arrefecimento, as moldações foram abatidas e limpas, recorrendo a um martelo pneumático (Figura 10-4) e uma granalhagem (Figura 10-5), respectivamente.

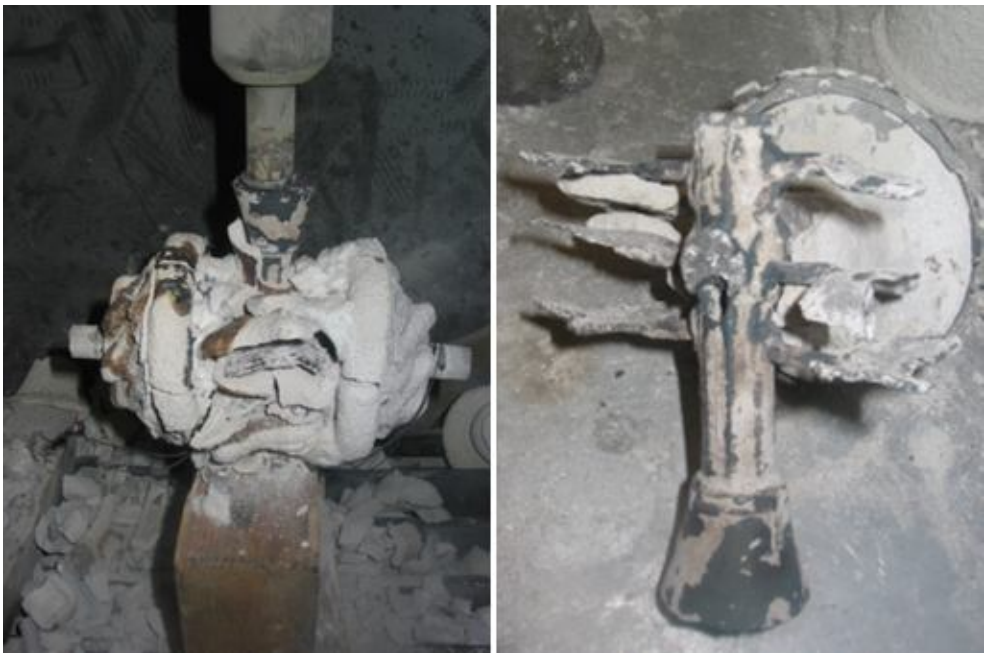


Figura 10-4 - Fase de processamento da vibração com o martelo pneumático.

Figura 10-5 - Cabine de jacto de areia de coarindo.

10.4. Resultados obtidos

Na Figura 10-6 é possível ver alguns modelos de próteses obtidas.

Figura 10-6 - Próteses metálicas biocompativeis.

Das oito peças existentes nos dois cachos (que também tinha impulsores) existia uma peça com $1mm$ de espessura, duas peças com $1{,}5mm$ de espessura e duas com $2mm$ de espessura. As peças encheram totalmente, excepto uma peça com 1mm.

Este facto significa que o processo de fusão e vazamento existente no INEGI se adapta à produção deste tipo de próteses.

10.5. Caracterização das peças obtidas

A Figura 10-7 mostra a analise microestrutural das próteses obtidas sem $\alpha - case$.

Figura 10-7 - Microestrutura da prótese fundida.

A Figura 10-8 apresenta-se o perfil de microdurezas do fundido, onde se verifica que não existe variação sensível de microdurezas. Este facto está associado á utilização de barbotinas de *facecoat* sem sílica e apenas com um ligante orgânico fugitivo, que carboniza e evapora durante o ciclo de sinterização.

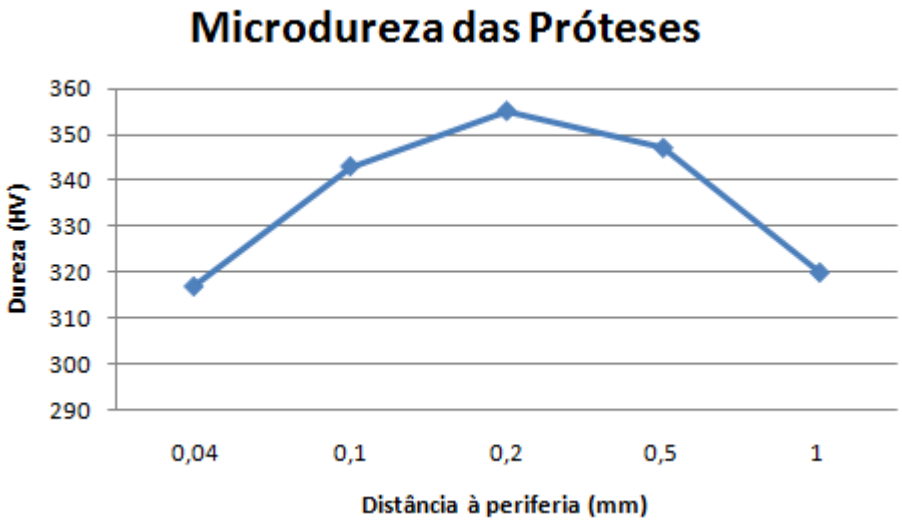


Figura 10-8 - Perfil de microdurezas do fundido obtido das próteses.

10.6. Montagem das próteses no modelo obtido por prototipagem rápida

Após a obtenção das diferentes próteses metálicas, realizou-se a montagem destas no modelo do crânio obtido por estereolitografia (Figura 10-9).

Figura 10-9 - Montagem das próteses nos crânios em estereolitografia.

CAPITULO 11

11. Conclusões

11.1. Conclusões gerais

Como o objectivo proposto para este projecto consistia em desenvolver uma metodologia que permitissem o fabrico de próteses metálicas biocompatíveis por fundição de precisão à medida do paciente, o trabalho experimental realizado demonstrou, através da obtenção das próteses fundidas, que o objectivo principal foi plenamente satisfeito.

A manipulação de imagens médicas a partir de ficheiros imagiológicos da tomografia axial computorizada e da ressonância magnética nuclear é uma técnica fundamental para o diagnóstico médico baseado na análise de órgãos tridimensionais sólidos materializados por prototipagem rápida. No entanto essas técnicas, particularmente ao TAC não podem ser utilizada indiscriminadamente dado o facto de os pacientes terem que ser sujeitos a radiações nocivas para a saúde.

Um bom complemento para que a manipulação de imagens médicas possa ser utilizada na construção de próteses externas será a digitalização de formas exteriores usando técnicas de engenharia inversa como a perfilometria laser ou a projecção de luz estruturada. Estas tecnologias não apresentam o perigo das radiações.

A utilização de modelos de órgão humanos materializados por prototipagem rápida é de extrema utilidade para planeamento cirúrgico, projecto de elementos de substituição, fabrico de instrumentos á medida das intervenções e ainda para finalidades didácticas no ensino da medicina e da bioengenharia entre outras.

Para além do software comercial adquirido pelo INEGI, vários outros softwares grátis "*open source*" permitem a partir dum ficheiro DICOM obter STLs e consequentemente materializar órgãos humanos.

A obtenção de ficheiros STL a partir de ficheiros DICOM é sempre uma tarefa muito simples e rápida, excepto no que diz respeito á eliminação de artefactos como dentes chumbados, próteses metálicas, etc., consumindo tempos de trabalho equivalentes no software *MIMICs* e nos softwares grátis "*open source*" disponíveis na Web. Apesar de tudo, o tempo dispendido para obter um STL nos softwares "*open source*" relativamente ao *MIMICs* é mais elevado 15 minutos para o crânio em que se trabalhou neste projecto em vez de 5 minutos no Mimics.

Este facto demonstra que para desenvolver trabalhos na área médica potencialmente o software comercial *MIMICs* apresenta elevadas vantagens em termos de produtividade comparativamente com os softwares "*open sorce*".

Assim de um modo geral este trabalho permitiu dar a conhecer meios possíveis de biomodelações de próteses.

11.2. Conclusões específicas

Biomodelação de imagens médicas

- *O MIMICs* é *software* de extrema dedicação à biomodelação, é bastante rápido e intuitivo. Das suas características principais a mais notáveis são, a forma inteligente de realização renderizações, proporcionando uma grande ajuda na visualização de componentes estruturais, e a sua capacidade de fazer a separação de partes na qual não exista interligações e subtracções de partes, sem recorrer à geração de modelos 3D (tempo de execução aproximadamente 2 minutos). A conversão em STL é rápida e intuitiva;

- *O Devide* é *software* com uma excelente qualidade de renderização, sendo assim útil para diagnóstico médico. No entanto, torna-se pouco amigável devido ao seu estilo de funcionamento, sendo necessário, alguns conhecimentos informáticos de programação, para além de gerar arquivos em STL infuncionais. Apresenta uma má gestão dos recursos disponíveis pelo computador de trabalho;

- *O Invesalius* é um s*oftware* que permite efectuar todas as operações que o *MIMICs efectua* diferenciando no processo de separação de partes, em que efectua a separação depois de gerar o modelo 3D, tornando-se assim muito mais lento que o *MIMICs (*cerca de 30minutos). Tal acontece devido à má gestão dos recursos disponíveis pelo computador de trabalho. Uma forma de solucionar este problema, seria aperfeiçoar a sua programação, mas isso exige conhecimentos informáticos de programação. Devido ao pouco tempo existente para o decorrer deste trabalho não foi possível efectuar esta operação;

- De um modo conclusivo, o único software que consegue rivalizar com o *MIMICs* é o Invesalius, diferenciando em alguns casos o seu tempo de execução de trabalho. Para o decorrer deste trabalho bastava ter-se utilizado o Invesalius, visto ter respondido às expectativas pedidas para a realização deste trabalho sem ser necessário realizar o investimento de 35.000€.

Modelação das futuras próteses

- O *Blender* é um software que neste momento para o projecto de próteses não servia para modelar. No entanto, permitiu criar uma orelha em silicone através de uma simetria de uma orelha sã um pouco fora do âmbito deste trabalho;

- O *3-Matic* foi o melhor *software* utilizado para este trabalho, dado o mau funcionamento do B*lender*. Este software apresenta uma excelente capacidade de modelação em arquivos STL, tornando-o bastante versátil e rápido;

- O trabalho desenvolvido ajudou a criar os alicerces necessários para a integração do INEGI no mercado de produção de próteses à medida do paciente em ligas reactivas e tecidos moles.

Processo de obtenção dos modelos

- Os modelos obtidos em estereolitografia, apresentam qualidade perfeita, permitindo assim a fabricação dos moldes em silicone para injecção de ceras e fundição das próteses.

Processo de fusão e vazamento

- O processo de fusão e vazamento existente no INEGI, adapta-se à produção de peças com $1mm$, $1{,}5mm$ e $2mm$ de espessura, embora outros processos como centrifugação possam ser ainda mais adequadas;
- O processo de fusão e vazamento do INEGI não permite vazar apenas a prótese, pois não se encontra adaptado à fusão e vazamento de pequenas quantidades de ligas.
- Os sistemas cerâmicos utilizados revelam-se adequados para obter próteses sem alfa case

Capitulo 12

12. Proposta de trabalhos futuros

Perante os resultados positivos obtidos no decorrer deste trabalho, existem determinados aspectos onde se poderiam efectuar melhorias substanciais. Assim, sugere-se desenvolvimentos que poderão dar sequencia a este trabalho:

- A criação de grupos de trabalho pluridisciplinares que se complementam nas varias áreas de desenvolvimento das próteses, tais como:
  - Definição de sistemas de fixação da prótese ao osso;
  - Simulação de elementos finitos das solicitações a que as próteses e os tecidos ósseos estarão sujeitos;
  - Modelações possíveis para as futuras próteses.

- Dada a potencialidade dos softwares o "*open source*", seria favorável a criação de um grupo de trabalho na área de programações informáticas, com a finalidade de melhorar os desempenhos operacionais destes *softwares* para as variadas aplicações, dado estes serem de código aberto;
- Adequar as metodologias de modelações recorrentes ao uso de *softwares* e prototipagem para a produção de tecidos moles, proporcionando-se assim a possíveis reconstituições de faces, nomeadamente para a reconstituição de olhos, narizes, orelhas e outros;
- Após os protótipos obtidos pelo processo convencional de estereolitografia, optimizar o fabrico de moldes de silicone, de modo a ser possível fabricá-los em poucas horas (curando-os a temperaturas mais elevadas) ou usando silicones de cura rápida;
- Dada a elevada resistência mecânica das carapaças cerâmicas desenvolvidas no INEGI, tornou-se difícil efectuar o abate e limpeza, pelo que seria desejável testar outras formas de abate ou outras formulações para os *backup*.
- Estender a utilização destas metodologias ao projecto e materialização de prótese articuladas (anca, joelho, ombro etc.).

Bibliografia

Alves, Fernando Jorge Lino; Braga, Fernando Jorge Sousa; Simão, Manuel São; Neto, Rui Jorge de Lemos; Duarte, Teresa Margarida Guerra Pereira (2001). "*Protoclick – Prototipagem Rápida*".

Arptech (2010). "*How SLS Process Works*". www.arptech.com.au/slshelp.htm, acedido em Março 2010.

ASM (1988). "*ASM Handbook vol. 15 - Casting*", 9ª edição. ASM International.

Atwooda, R. C.; Lee, P. D.; Curtis, R. V. (2005). "*Modeling the Surface Contamination Of Dental Titanium Investment Castings*". Dental Materials, vol. 21, 178-186.

Barbosa, José Joaquim Carneiro (2001). "*Elaboração de Aluminetos de Titânio por Fusão de Indução em Cadinho Cerâmico e Vazamento em Moldação Cerâmica"*. Tese de Doutoramento, Universidade do Minho.

Bártolo, Paulo; Bidanda, Bopaya editores (2008). "*Bio-Materials and Prototyping Applications in Medicine*". Springer.

Bazan, Ovandid Bazan (2004). *"Usinagem de próteses para cranioplastia apartir de imagens tomográficas"*. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Paraná.

Beeley, P. R.; Smart, R. F. editores (1995). "*Investement Casting*". The Institute of Materials.

Bibb, Richard (2006). "*Medical Modeling: The Application of Advanced Design and Development Techniques in Medicine*", Woodhead Publishing Ltd.

Biomet (2006) – Corporate, Investors, financials, Annual Reports, http://www.biomet.com/corporate/investors/financials/annual.cfm, acedido em Março de 2010.

Black, Jonathan; Hastings, Garth editors (1998). "*Handbook of Biomaterial Properties*". Chapman & Hall.

CADFLOW (2010), *"Design de Implante com o 3-Matic"* http://cadflow.pt/index.php?option=com_content&view=article&id=185:design-de-implante-com-o-3-matic&catid=52:mimics-publica&Itemid=23, acedido em Abril de 2010.

Carniglia, Stephen C.; Barna, Gordon L. (1992). "*Handbook of Industrial Refractories Technology*", Noyes Publications.

Central Intelligence Agency (2008), Library, Publications, *"The World Factbook, World, Europe and Portugal"*, https://www.cia.gov/library/publications/the-world-factbook/geos/po.html , acedido em Março 2010.

Cingi, Celal (2006). "*Mold-Metal Reactions in Magnesium Investment Castings*". Tese de Doutoramento, Helsinki University of Technology.

Davis, J. R. editores (2003). "*Handbook of Materials for Medical Devices*". ASM International.

Duarte, Teresa P.; Neto, Rui J.; Félix, Rui; Lino, F. Jorge (2008). "*Optimization of CeramicShells for Contact with Reactive Alloys*". Materials Science Forum, vol. 587-588, 157-161.

Enderle, John D.; Blanchard, Susan M.; Bronzino, Joseph D. editores (2005). "*Introduction to Biomedical Engineering*", 2ª edição. Elsevier Academic Press.

Engelhardt, Shirley A. (2007). "*The Orthopaedic Industry and Its Suppliers: An Overview*". Bone Zone - Strategic Sourcing for the Orthopaedic Industry, vol. 6 (4), 16-20.

Feagin, R. C. (1986). "*Titanium Investment Casting*". European Investment Casters' Federation, Bruxelas, Bélgica, Maio 1986.

Felix, Rui Manuel Carvalho (2008), *"Desenvolvimento do Fabrico de Próteses Por Fundição de Precisão à Medida do Paciente"*. Tese de mestrado integrado em engenharia mecânica, Universidade do Porto.

Frias, Clara Maria Mesquita (2009), *"Materiais inteligentes para prótese da anca"* Tese de doutoramento, Universidade do Porto.

Frye, H.; Yasrebi, M. (2001). "*Basic Ceramic Considerations for Lost Wax Processing of High Melting Alloys*". Platinum Guild International.

Gibson, Ian editores (2005). "*Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications - Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping*". John Wiley & Sons, Ltd.

Grammenou, Eleni (2006). "Technological Developments Drive the Market for Biomaterials in Europe". Frost and Sullivan. www.frost.com/prod/servlet/market-insighttop.pag?docid=68525981, acedido em Fevereiro de 2010.

Grimm, Todd (2005). "*Direct Metal Technologies Tackle the Impossible*". Time-compression Technologies, vol. March 2005.

Hin, Teoh Swee (2004). "*Engineering Materials for Biomedical Applications*", World ScientificPublishing Co. Pte. Ltd.

Informed, (2010) - Informed – Autoridade Nacional do Medicamento e Produtos de Saúde, *http://www.infarmed.pt/portal/page/portal/INFARMED/PERGUNTAS_FREQUENTES/DM/#P10*, acedido em Abril de 2010.

International Titanium Association (2006), *"Titanium 2006 22nd annual"*, Conference Preceedings October 1-3, 2006 San Diego, CA.

Janssens, Michel; Poukens, Jules (2007). *"Rapid Technologies in Medicine: What Can, Can't Be Done and Why*". vol.

Johnson & Johnson (2010). "*Johnson & Johnson Annual Report*". United States Securities and Exchange Commission.

Kaczinsky, Julie Baars (2000). "*What is Three Dimensional Printing?*". MIT – Massachussets Institute of Technology. http://web.mit.edu/tdp/www/whatis3dp.html, acedido em Março 2010.

Kostov, A.; Friedrich, B. (2005). "*Selection of Crucible Oxides in Molten Titanium and Titanium Aluminum Alloys by Thermo-Chemistry Calculations*". Journal of Mining and Metallurgy, vol. 41B, 113-125.

Liu et al (2006) - Qingbin Liu · Ming C. Leu · Stephen M. Schmitt *"Rapid prototyping in dentistry: technology and application*", Int J Adv Manuf Technol (2006) 29: 317–335.

Lütjering, Gerd; Williams, James C. (2003). "*Titanium*", Springer-Verlag.

Markets and Markets (2009) – Global Biomaterials Market http://www.docstoc.com/docs/26301945/Global-Biomaterial-Market-%282009-2014%29, acedido em Marco de 2010.

Martins, Bruno Antonio Fernandes Martins (2008). *"Desenvolvimento de um forno de indução para fusão e vazamento de ligas de titânio e outra ligas reactivas"*. Tese de mestrado integrado em engenharia mecânica, Universidade do Porto

MatWeb (2010). "*Online Materials Information Resource*". MatWeb - Material PropertyData. http://www.matweb.com, acedido em Abril 2010.

Mcgloughlin, Doyle; Barry J. Doyle, Timothy M. Mcgloughlin. *"Towards an Improvement in Aneurysm Assessment: Coupling 3D Reconstruction Tools with Engineering Know- How*". Centre for Applied Biomedical Engineering Research (CABER), Department of Mechanical and Aeronautical Engineering, and the Materials and Surface Science Institute, University of Limerick, Ireland.

Meurer et al (2007) – E. Meurer, M Oliveira, M. Meurer J. Silva, A. Barbosa, C. Heitz. "*Os biomodelos de prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial*", Programa de Pós-Graduação – Mestrado e Doutorado em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacila da Faculdade de Odontologia da PUCRS, Lab. De Tec. para desenvolvimento de produto – CENPRA. Revista da academia tiradentes de odontologia.

Orthopedics, DePuy (2010). "*DePuy Orthopedics*". Johnson & Johnson. http://www.depuyorthopaedics.com , acedido em Abril 2010.

Paital, Narenda (2009) - Sameer R. Paital, B. Narendra B. Dahotre. *"Calcium phosphate coatings for bio-implant applicatios: Materials, performance factors, and methodologies"*. Materials Science and Engineering R 66 (2009) 1-70.

Park, Joon B.; Bronzino, Joseph D. editores (2003). "*Biomaterials: Principles and Applications*". CRC Press.

Paul e tal (2006) - Paul B. Tanner, BUS, Steven Ross Mobley, MD, *"Prótese auricular externa e facila: um esforço da colaboração entre o cirurgião reconstrutivo e o anaplastologista"*, Facial Plastic Surgery Clinics Of America. 2006 Mayo;14(2): 137-45.

Pinto et al, 2006 - Ibraim Pinto, Amanda Sousa, Walther Ishikama, Luiz Mattos, Alexandre Abizaid, Fausto Feres, Luiz Tanajura, Luiz Sousa, J. Sousa, Adib Jatene, *"Avaliação Tardia de Endopróteses Coronarianas com Sirolimus: Comparação da Tomografia Computadorizada por Múltiplos Detectores com a Angiografia Quantitativa e o Ultra-Som Intracoronariano"*, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia e Hospital do Coração (HCor), São Paulo, Sp, Arq Bras Cardiol 2006; 87 : 575-582.

Pool-Net - Portuguese Tooling Network (2010), "*Desafios e Oportunidades em Novos Mercados Industriais- Mercado Saúde*", Conferencia na Pool-Net, 17 de Abril de 2010, Marinha Grande, Portugal.

RSNA, Radiology Society of North America (2008). "*Glossary of Terms*". Radiology Info. http://www.radiologyinfo.org/en/glossary , acedido em Março 2010.

Shi, Jingyu (2002). "*Steric Stabilization*". The Ohio State University.

Singare, Sekou; Dichen, Li; Bingheng, Lu; Yanpu, Liu; Zhenyu, Gong; Yaxiong, Liu (2004). "*Design and Fabrication of Custom Mandible Titanium Tray Based on Rapid Prototyping*". Medical Engineering & Physics, vol. 26, 671-676.

Singare, Sekou; Yaxiong, Liu; Dichen, Li; Bingheng, Lu; Sanhu, He; Gang, Li (2006). "*Fabrication of Customised Maxillo-facial Prosthesis Using Computer-Aided Design and Rapid Prototyping Techniques*". Rapid Prototyping Journal, vol. 12 (4), 206-213.

Sinha et al, (2007)- Palash Kumar Maji, P. S. Banerjee, A. Sinha. " Application of rapid prototyping and rapid tooling for development of patient-specific craniofacial implant: an investigative study", Springer-Verlag London Limited 2007, Int J Adv Manuf Technol (2008) 36:510–515.

Smith, William F. (1998). "*Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais*", 3ª edição, McGraw-Hill.

Soares, Gloria de Almeida (2005). "*Biomateriais*". Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pósgraduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Sung, Si-Young; Kim, Young-Jig (2007). "*Melting and Casting of Titanium Alloys*". Materials Science Forum, vol. 539-543, 3601-3606.

Vasconcelos, Pedro Vasco da Silva Magalhães e (2004). "*Fabrico Rápido Indirecto de Ferramentas Compósitas a Partir de Modelos de Prototipagem Rápida*". Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

Vieira et al (2008) – A. Vieira, A. T. Marques, J. A. Simões, *"Caracterização à fadiga de próteses de anca compósitas"* Revista da associação portuguesa de análise experimental de tensões ISSN 1645-7078 Mecânica Experimental, 2008, Vol. 15, Pag. 33-38.

Webster, John G. (2006) - "*Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Volume 1*", 2º edição. John Wiley & Sons, Inc.

Winder, John; Bibb, Richard (2005). "*Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery*". Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 63, 1006-1015.

Woolf et al. (2008) – Anthony D. Woolf, Peter brooks, Kristina Akesson. *"Prevention of musculosketal conditions in the developing world"*. Best Practice & Research Clinical Rheumatology Vol.22, No. 4, pp. 459-772, 2008.

Yang et al, (2006) – Dong-Gyu Ahn, jun-Young Lee, Dong-Yol Yang. *"Rapid Prototyping and Reserve Engineering Application for Orthopedic Surgery Planning"*, Journal of Mechanical Science and Technology (KSME Int. J.), vol. 20, no 1, pp. 19~28, 2006.

Yaszemski, Michael J.; Trantolo, Debra J.; Lewandrowski, Kai-Uwe; Hasirci, Vasif; Altobelli, David E.; Wise, Donald L. editores (2004). "*Biomaterials in Orthopedics*". Marcel Dekker, Inc.