

**Desenvolvimento da metodologia de projecto e fabrico de Próteses  
à medida do paciente**

**INEGI**

*Carlos Manuel Ribeiro Gonçalves*

**Relatório do Projecto Final / Dissertação do MIEM**

Orientador no INEGI: Engenheiro Rui Neto

Orientador na FEUP: Professora Ana Reis



**FEUP**

**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto**

**Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**

Julho de 2011



## **Dedicatória**

Dedico este trabalho aos meus pais Manuel Gonçalves e Augusta Ribeiro e irmã Gisela Gonçalves pela formação dos valores que hoje possuo e ensinamentos que foram fulcrais para esta conquista.

Dedico também à minha namorada, Cláudia Moreira pelo companheirismo, apoio, compreensão e amor verdadeiro que tornou os obstáculos da vida mais fáceis de serem transpostos



## Resumo

Os objectivos deste trabalho consistem no desenvolvimento de metodologias de projecto e de tecnologias de fabrico de próteses de anca e de próteses maxilofaciais à medida recorrendo à imagiologia médica, a softwares de conversão de imagens médicas em ficheiros CAD do tipo STL e à modelação das próteses em CAD com um editor STL. Para as próteses de anca a ideia é recorrer à Tecnologia de fundição e para as próteses maxilofaciais recorre á tecnologia de conformação plástica de redes especiais de titânio em ferramentas rápidas (Rapid Tooling).

Neste trabalho, para atingir os objectivos, começa-se por fazer uma pesquisa bibliográfica sobre biomateriais e implantes, seguindo-se dois casos de estudo, um para cada tipo de próteses de anca e outro para próteses maxilofaciais.

Para as próteses de anca o trabalho resumiu-se a desenvolver o processo de fabrico da parte mais importante da prótese que deve efectivamente ser á medida, ou seja da haste numa prótese modular onde a esfera e o acetábulo são standard. Para isso usou-se uma prótese já existente patenteada pelo professor José Simões e pela Universidade de Aveiro. Os resultados consistem na obtenção da prótese por fundição por cera perdida com sanidade metalúrgica, contaminação superficial e qualidade superficial que permitem a sua utilização, faltando apenas confirmara a obediência das suas propriedades mecânicas aos valores impostos pela normalização.

Para a prótese maxilofacial usou-se um caso de estudo colocado pela Clínica dentária Clitrofa e o processo foi abordado desde a imagem TAC do paciente em ficheiro DICOM, passando pelo projecto da prótese em Software 3 Matic, simulação estrutural da prótese para garantir a sua funcionalidade até á obtenção da ferramenta rápida de conformação plástica. Na realidade não se obteve a prótese devido a um enorme atraso na recepção da malha de liga de titânio e ficou para realizar em trabalho futuro, a simulação estrutural da solicitação do osso nas fixações da prótese.

Ficou no entanto completamente definido a metodologia de projecto para as complexas próteses maxilofaciais, faltando apenas validar o processo global

Ficou quase claramente demonstrado que o processo de obtenção de uma haste de prótese de anca por fundição a partir de uma imagem médica da zona femoral superior é rápida e viável

usando um modelo de cera obtido por prototipagem rápida seguido de fundição por cere perdida e maquinagem final do cone morse que garante a união á esfera da prótese.

A validação total das metodologias sugeridas nos objectivos do trabalho passará por garantir as propriedades mecânicas das próteses de anca e o eficaz funcionamento da ferramenta rápida de conformação plástica na área da engenharia e na área medica por testar a sua utilização, o que são objectivos futuros para trabalho a desenvolver nesta importante área e que poderão ser garantidos pela parceria aqui estabelecida no âmbito deste trabalho com a Clitrofa e com o Dr. Fernando Duarte.

Metodologias de projecto de próteses á medida.

Metodologia de fabrico de próteses à medida.

## **Title**

### **Prostheses development by precision cast and quick prototyping**

#### **Abstract**

The aims of this work consist in the development of project methodologies and methodologies of production of hip prosthesis as well as maxillofacial prosthesis by the use of medical imaging, of conversional softwares of medical imagery in CAD files of STL type and of the modelation of prostheses in CAD with a STL editor. ( as far as the hip prostheses are concerned) (For the hip prosthesis) the idea is to use the melting technology and the maxillofacial prosthesis to use the plastic conformation? of special networks of titanium in rapid tools (rapid tooling).

In this work, to achieve the goals, the first step was to conduct a bibliographic research on biomaterials and implants followed by two study cases: one for each type of hip prosthesis and another to maxillofacial Prosthesis

As for the hip prosthesis the work was concerned on the development of the process of production of the most important part of the prosthesis which must effectively be done by measure, which means the rod is done by measure and the sphere and the acetabulum are standard. For that purpose an already existent prosthesis patented by Professor José Simões of the University of Aveiro was used. The results consisted in the obtention of the prosthesis through quick cast with extreme quality, superficial contamination as well as superficial quality which allow its application, lacking to prove only the obedience of their mechanical properties to the values imposed by normalisation.

In regard to the maxillofacial prosthesis a study case proposed by clifrofa dental clinic was used and the process was approached right from the patient TC Image in DICOM file, moving to the Software 3 Matic prosthesis project, structural simulation of the prosthesis to ensure its functionality until the obtention of the rapid tool in plastic conformation. Actually, the prosthesis wasn't obtained due to an enormous delay in the

reception of titanium alloy and a future work remains to be done: the structural simulation of the bone stress in the fixation of the prosthesis.

Nevertheless, the methodology of the project to the complex maxillofacial prosthesis was completely defined, just lacking to validate the global process.

It was almost clearly demonstrated that the process of obtention of a rod of hip prosthesis by melting process from a medical image of the superior femoral zone is fast and viable /practicable by using a wax model obtained from rapid PROTOTYPING followed by quick cast and final MACHINING of the MORSE TAPER which ensures the union to the sphere of the prosthesis.

The total validation of the methodologies suggested in the aims of this work will undergo ensuring the mechanical properties of the hip prosthesis and the effective operation of the rapid tool of plastic conformation in the engineering area and in the medical area by testing their utilisation, which are the future targets of work to develop in this important area/field, which may be assured by the partnership, here established on the grounds of this work, with the Clitrofa and Dr. Fernando Duarte.

Project methodologies of prosthesis by measure.

Production methodologies of prosthesis by measure.

## **Agradecimentos**

Um agradecimento especial ao professor engenheiro Rui Neto pela oportunidade e privilégio de receber a sua orientação no INEGI. Com paciência soube transmitir os seus conhecimentos mesmo em situações mais complicadas. A cada dia da nossa convivência, comecei a admira-lo como professor, pesquisador e ser humano.

Um agradecimento à professora engenheira Ana Reis por todo o apoio e incentivo durante todo o trabalho realizado.

Um agradecimento especial a Nuno Leal, Pedro Silva, Gustavo André, José Costa, Vítor Amaral, Carlos Moreira e Bárto Paiva por todo o apoio e ajuda prestada neste trabalho e na vida pessoal.

Quero ainda agradecer ao Paulo Machado, José Teixeira, Ricardo Pereira, Armada Barbosa, Fernando Moreira, Nuno, Paulo, Sertório Lares, Carmo Vieira e Ricardo Paiva que foram imprescindíveis para a conclusão deste trabalho e também pela amizade prestada.



## Índice de Conteúdos

<b>Dedicatória</b> .....	i
<b>Prostheses development by precision cast and quick prototyping</b> .....	v
<b>Abstract</b> .....	v
<b>Agradecimentos</b> .....	vii
<b>Índice de Conteúdos</b> .....	ix
<b>Índice de Figuras</b> .....	xiii
<b>Índice de Gráficos</b> .....	xxi
<b>Índice de Tabelas</b> .....	xxiii
<b>1 Introdução</b> .....	3
1.1 Enquadramento .....	3
1.2 Estrutura da Tese .....	7
<b>2 Pesquisa Bibliográfica</b> .....	11
2.1 Biomateriais e o seu uso na medicina .....	13
2.1.1 Evolução Histórica dos Biomateriais .....	15
2.1.2 Requisitos dos Biomateriais .....	17
2.1.3 Universo de Materiais .....	22
2.1.4 Comparação dos grupos de materiais .....	36
2.1.5 Implantes aplicados em Portugal .....	47
2.2 Ligas de Titânio - Biomaterial .....	49
2.2.1 Titânio – Biomaterial .....	50
2.2.2 Fusão e vazamento de peças .....	51
2.2.3 Fundição .....	53
2.2.4 Requisitos para o fabrico das carapaças cerâmicas .....	55
2.2.5 Forma alfa e beta do Titânio .....	58
2.2.6 Propriedades Químicas .....	62
2.2.7 Propriedades Mecânicas .....	64
2.2.8 Ticp .....	67
2.2.9 Ti6Al4V .....	68
2.2.10 Metalografia e Microestrutura .....	69
2.2.11 Formação de $\alpha$ -case .....	71
2.2.12 Fornecedores de titânio e ligas .....	73
2.3 Implantes .....	75
2.3.1 Implantes standard e Implantes à medida .....	76
2.3.2 Método de aquisição de imagem .....	81
2.3.3 Prototipagem Rápida .....	86
2.3.4 Implantes usando tecnologia cad/cam .....	93
2.3.5 Procedimento para obtenção de protótipos estabelecida no INEGI .....	99
2.3.6 Implantes de anca .....	102
2.3.7 Implante maxilofacial .....	107

3	Parte Prática.....	113
3.1	Prótese de Anca.....	115
3.1.1	Introdução.....	116
3.1.2	Discussão do processo de fundição e layouts da moldação.....	121
3.1.3	Projecto do sistema de gitagem e simulações do processo de fundição.....	122
3.1.4	Estereolitografia – sla.....	130
3.1.5	Obtenção dos moldes de Injecção.....	132
3.1.6	Injecção de Cera.....	136
3.1.7	Construção dos Modelos.....	139
3.1.8	Banhos.....	142
3.1.9	Descerificação.....	147
3.1.10	Sinterização.....	149
3.1.11	Processo de obtenção de próteses fundidas.....	150
3.1.12	Características das peças obtidas.....	159
3.1.13	Análise cristalográfica da Matéria-prima.....	167
3.1.14	Análise cristalográfica do material fundido na peça.....	168
3.1.15	Microdureza.....	171
3.1.16	Raio X.....	173
3.1.17	Conclusões.....	174
3.2	Prótese Maxilofacial / Orbital.....	175
3.2.1	Desenvolvimento do conceito.....	176
3.2.2	Trabalho prático.....	177
3.2.3	Aquisição de dados.....	178
3.2.4	Discussão de método e geometria a aplicar.....	179
3.2.5	Modelação 3D – MIMICS e 3MATIC.....	183
3.2.6	Software de modelação.....	184
3.2.7	Trabalho Desenvolvido.....	187
3.2.8	Estereolitografia – sla.....	196
3.2.9	Biomecânica.....	199
3.2.10	Ferramenta Rápida para conformação da malha.....	206
3.2.11	Malha desenvolvida INEGI.....	208
3.2.12	Malha adquirida pelo INEGI.....	210
3.2.13	Outros tipos de malhas.....	211
3.2.14	Conclusões.....	213
4	Conclusões Finais.....	214
5	Bibliografia.....	215
ANEXO A:	Medidas STANDARD que regulam a medição da biocompatibilidade.....	219
ANEXO B:	Propriedades mais detalhadas de alguns metais.....	221
ANEXO C:	Titânio.....	227
ANEXO D:	Obtenção do Titânio.....	229
ANEXO E:	Fabrico de Ligas de Titânio.....	231
ANEXO F:	Processos de fusão das ligas de titânio divididos em dois grupos consoante a tecnologia usada nos fornos.....	233

ANEXO G:	Refractários e Ligantes.....	235
----------	------------------------------	-----



## Índice de Figuras

Figura 1- Impacto dos biomateriais [8] .....	14
Figura 2 Esquema dos requisitos para implantes/biomateriais.....	18
Figura 3- Resposta típica do sangue ao contacto com o biomaterial [17].....	19
Figura 4 - (a) Fractura e (b) pormenor de desgaste no topo inferior de uma haste do fémur fabricada por fundição da liga ASTM F75. [18].....	35
Figura 5 - (a) Rosca do parafuso danificada; (b) e (c) Radiografia longitudinal da rosca do parafuso [18].....	35
Figura 6 - Figura da camada passiva do titânio [21] .....	50
Figura 7 - Backup e face-coat das barbotinas.....	56
Figura 8 - Estrutura cristalina do titânio. Hexagonal compacta (HC) relativa à fase $\alpha$ (esquerda) e cúbica de corpo centrado (ccc) relativa à fase $\beta$ (direita) [1].....	58
Figura 9 - Esquema da superfície de um material metálico deformado por escorregamento (a) e por maclagem (b) [10].....	65
Figura 10 - Ti6Al4V, como fundido. A estrutura consiste em $\beta$ transformado contendo acicular $\alpha$ . A fase $\alpha$ está maioritariamente no limite de grão da fase $\beta$ . Reagente Keller's a 100 $\times$ [24] .....	70
Figura 11 - Implantes no corpo humano [8].....	77
Figura 12 - Tomografia computadorizada [36] .....	82
Figura 13 - TAC do crânio [9].....	82
Figura 14 - Imagem tridimensional gerada no software MIMICS da Materialise [37]..	83
Figura 15 - Equipamentos de RMN: (a) convencional; (b) destinado a pessoas que sofram de claustrofobia [36].....	83
Figura 16 - (a) Contorno real do objecto; (b) Efeito do tamanho do pixel; (c) Imagem tomográfica [10] .....	85
Figura 17 - Elementos dispersos devido a má aquisição de imagem .....	85
Figura 18 - Projecto do primeiro equipamento de prototipagem rápida [38].....	86
Figura 19 - Princípio de funcionamento de uma máquina de estereolitografia [10] .....	88
Figura 20 - Máquina de UV, INEGI.....	88
Figura 21 - Princípio de funcionamento do processo de SLS [10].....	90
Figura 22 - Copa acetabular fabricada em titânio pelo processo DMLS [10].....	91
Figura 23 - Estereolitografia do crânio da paciente do caso de estudo II.....	93
Figura 24 fluxograma de criação de biomodelos [38].....	97
Figura 25 - Ossos ilíacos com prótese de anca[42] .....	102

Figura 26 - Prótese de anca [42].....	103
Figura 27 - Tipos de próteses de anca[10].....	103
Figura 28 - product rationale DePuy [43].....	104
Figura 29 - Força mandibular .....	107
Figura 30 - Próteses à medida [10].....	108
Figura 31 - Prótese maxilar [10].....	109
Figura 32 - Prótese orbital [10].....	109
Figura 33 - Prótese maxilofacial [10].....	109
Figura 34 - Malha 1 [47] .....	109
Figura 35 - Malha 4 [48] .....	109
Figura 36 - Malha 2 [49] .....	109
Figura 37 - Malha 5 [50] .....	109
Figura 38 - Malha 3 [51] .....	109
Figura 39 - Malha 6 [52] .....	109
Figura 40 - Malha empresa Medical Devices [53] .....	110
Figura 41 - Malha empresa Unicare Biomedical [54] .....	110
Figura 42 - Malha Norer Medical [48] .....	111
Figura 43 - Malha E-Store [52] .....	111
Figura 44 - Malha empresa Tecomet [51] .....	112
Figura 45 - Raio x ossos íliacos com prótese de anca [55].....	116
Figura 46 - Componentes de uma prótese de anca [55] .....	116
Figura 47 - Geometria da prótese e da cavidade femoral do professor José Simões ...	118
Figura 48 - Primeira solução possível da prótese de anca.....	121
Figura 49 - Prótese de anca com pia.....	121
Figura 50 - Espaçamento do plano de apartação .....	122
Figura 51 - Modelo a prototipar .....	122
Figura 52 - Detalhe da folga do plano de apartação .....	123
Figura 53 - Primeira versão da pia de vazamento .....	123
Figura 54 - Segunda versão da pia de vazamento .....	124
Figura 55 - Versão final da pia de vazamento .....	124
Figura 56 - Volume e área contabilizada para o cálculo do módulo da pia .....	125
Figura 57 - Volume e área contabilizada para o cálculo do módulo da peça .....	125
Figura 58 - Aspecto final da pia com sistema de gitagem.....	126

Figura 59 - Estudo rechupes com a 1ª versão da pia de vazamento .....	127
Figura 60 - Estudo rechupes com a 1ª versão da pia de vazamento (detalhe).....	127
Figura 61 - Estudo arrefecimento com a 2ª versão da pia de vazamento .....	128
Figura 62 - Estudo arrefecimento com a 2ª versão da pia de vazamento (detalhe).....	128
Figura 63 - Estudo rechupes com a 2ª versão da pia de vazamento .....	128
Figura 64 - Definição de malha e volume .....	129
Figura 65 - Temperatura de enchimento.....	129
Figura 66 - Rechupes sem revestimento de fibra .....	129
Figura 67 - Rechupes com revestimento em fibra.....	129
Figura 68 - Estereolitografia prótese e sistema de gitagem.....	130
Figura 69 - Estereolitografia prótese e sistema de gitagem2.....	130
Figura 70 - Estereolitografia prótese e sistema de gitagem e caixa para vazar resina .	130
Figura 71 - Estereolitografia pia de enchimento .....	131
Figura 72 - Estereolitografia pia de enchimento 2 .....	131
Figura 73 - Caixa para vazar resina .....	133
Figura 74 - Aplicação de desmoldante .....	133
Figura 75 - Máquina de vácuo .....	133
Figura 76 - Caixa para o encher com resina .....	133
Figura 77 - Aspecto do 1º meio molde .....	133
Figura 78 - Aspecto da primeira metade do molde .....	134
Figura 79 - Vazamento da segunda parte de resina.....	134
Figura 80 - Forno de desmolde.....	134
Figura 81 - Desmoldação.....	134
Figura 82 - Aspecto final do molde de resina.....	134
Figura 83 - Vazamento da 1ª metade.....	135
Figura 84 - Rectificação do furo para vazar a 2ª metade.....	135
Figura 85 - Meio molde preparado para a 2ª metade.....	135
Figura 86 - Aspecto final do molde da pia .....	135
Figura 87 – Máquina de injeção de cêra .....	136
Figura 88 - painel de controlo da máquina de injeção de cêra .....	136
Figura 89 - Desmoldante especial para titânio .....	137
Figura 90 - Aplicação do desmoldante no molde .....	137
Figura 91 - Modelo de cera .....	138

Figura 92 - Leitura do pH.....	140
Figura 93 - Medição viscosidade.....	140
Figura 94 - Leitura do peso da placa .....	140
Figura 95 - Medição da densidade.....	140
Figura 96 - Ficha barbotina 153 .....	141
Figura 97 - Ficha Barbotina 139.....	141
Figura 98 - Desengordurante .....	142
Figura 99 - Lavagem e secagem .....	143
Figura 100 - 1ª imersão na barbotina seleccionada .....	143
Figura 101 - Revestimento com partículas cerâmicas de Ytria .....	143
Figura 102 - Secagem.....	144
Figura 103 - 2ª imersão na barbotina seleccionada .....	144
Figura 104 - Imersão em leito fluidizado de Alumina FEPA 60.....	145
Figura 105 - Ficha produção B153 .....	145
Figura 106 - Ficha de produção B139 .....	146
Figura 107 - Limpeza da parte superior .....	147
Figura 108 - Aspecto da carapaça cerâmica .....	147
Figura 109 - Zona mais sensível da carapaça .....	147
Figura 110 - Forno de descerificação .....	148
Figura 111 - Temperaturas do forno de descerificação .....	148
Figura 112 - Entrada do forno das carapaças cerâmicas .....	148
Figura 113 - Saída do forno de descerificação das carapaças cerâmicas .....	148
Figura 114 - Temperatura forno sinterização .....	149
Figura 115 - Vista do forno de sinterização com carapaças .....	149
Figura 116 - Aspecto das carapaças após sinterização .....	149
Figura 117 - Corte do lingote de Ti6Al4V .....	150
Figura 118 - Preparação das carapaças.....	151
Figura 119 - Aspecto da carapaça com fibra cerâmica.....	151
Figura 120 - Colocação da carapaça no forno de pré-aquecimento .....	151
Figura 121 - Preparação das cargas – limpeza .....	152
Figura 122 - Colocação da carapaça no forno de vazamento .....	153
Figura 123 - Pressões absolutas no interior da câmara do forno .....	153
Figura 124 - Esquema do forno .....	154

Figura 125 - Skull residual .....	155
Figura 126 - Arrefecimento .....	155
Figura 127 - Skull residual .....	156
Figura 128 - Cor e aspecto do skull residual .....	156
Figura 129 - Remoção da carapaça.....	157
Figura 130 - Fundido sem carapaça.....	157
Figura 131 - Fundido limpo.....	157
Figura 132 - Fundido limpo - detalhe.....	157
Figura 133 - Zonas de corte.....	157
Figura 134 - Corte com rebarbadora.....	157
Figura 135 - Próteses cortadas.....	158
Figura 136 - Corte fino na máquina struers 2.....	158
Figura 137 - Corte fino na máquina struers.....	158
Figura 138 - Corte fino das próteses da barbotina 139.....	158
Figura 139 - Prótese da barbotina 139.....	158
Figura 140 - Corte fino das próteses da barbotina 153.....	158
Figura 141 - Prótese da barbotina 153.....	158
Figura 142 - Carapaça cerâmica da barbotina 139 - exterior .....	159
Figura 143 - Carapaça cerâmica da barbotina 139 – interior 1 .....	159
Figura 144 - Carapaça cerâmica da barbotina 139 – interior 2 .....	159
Figura 145 - Carapaça cerâmica da barbotina 153 - exterior .....	159
Figura 146 - Carapaça cerâmica da barbotina 153 – interior 1 .....	159
Figura 147 - Carapaça cerâmica da barbotina 153 – interior 2 .....	159
Figura 148 - Cortes para estudo das microestruturas .....	160
Figura 149 - Faces de estudo barbotina 153 .....	160
Figura 150 - Faces de estudo barbotina 139.....	160
Figura 151 - Esquema de polimento.....	162
Figura 152 - Aspecto obtido com barbotina 153 .....	163
Figura 153 - Aspecto obtido com barbotina 153 2 .....	163
Figura 154 - Aspecto obtido com barbotina 153 3 .....	163
Figura 155 - Aspecto obtido com barbotina 153 4 .....	163
Figura 156 - Aspecto obtido com barbotina 153 5 .....	163
Figura 157 - Aspecto obtido com barbotina 153 6 .....	163

Figura 158 - Aspecto obtido com barbotina 153 7 .....	163
Figura 159 - Aspecto do interior obtido com barbotina 153 .....	164
Figura 160 - Aspecto obtido com barbotina 139 .....	165
Figura 161 - Aspecto obtido com barbotina 139 2 .....	165
Figura 162 - Aspecto obtido com barbotina 139 3 .....	165
Figura 163 - Aspecto obtido com barbotina 139 4 .....	165
Figura 164 - Aspecto obtido com barbotina 139 5 .....	165
Figura 165 - Aspecto obtido com barbotina 139 6 .....	165
Figura 166 - Aspecto do interior obtido com barbotina 139 .....	165
Figura 167 - Registo da microestrutura da liga Ti6Al4V (reagente Kroll) (a) Ampliação 80x; (b) Ampliação 160x.....	167
Figura 168 - B153 periferia cone morse.....	168
Figura 169 - B139 periferia cone morse.....	168
Figura 170 - B153 interior cone morse.....	168
Figura 171 - B139 interior cone morse.....	168
Figura 172 - B153 periferia haste .....	169
Figura 173 - B139 periferia haste .....	169
Figura 174 - B153 interior haste.....	169
Figura 175 - B139 interior haste.....	169
Figura 176 - B153 periferia pé .....	169
Figura 177 - B139 periferia pé .....	170
Figura 178 - B153 interior pé .....	170
Figura 179 - B139 interior pé .....	170
Figura 180 - raio-x barbotina 153.....	173
Figura 181 - raio-x barbotina 139.....	173
Figura 182 - raio-x barbotina 139.....	173
Figura 183 - raio-X barbotina 153 .....	173
Figura 184 - Imagens em bruto da TAC.....	178
Figura 185 - Esboço colocação de implantes dentários e fixação da prótese maxilofacial/orbital.....	179
Figura 186 - Sistema de fixação do implante maxilofacial/orbital.....	180
Figura 187 - Esboço 1.....	181
Figura 188 - Esboço 2.....	181
Figura 189 - Esboço 3.....	181

Figura 190 - Esboço sistema de apartação .....	181
Figura 191 - Estado actual da paciente .....	183
Figura 192 - MIMICS.....	185
Figura 193 - Crânio a ser trabalho em software .....	186
Figura 194 - Orientação das imagens da TAC .....	187
Figura 195 - Imagens da TAC da paciente utilizada .....	188
Figura 196 - Thresholding da zona “Bone CT” .....	188
Figura 197 - Menu de cálculo do modelo tridimensional.....	189
Figura 198 - Modelo gerado tridimensionalmente a partir da selecção efectuada .....	189
Figura 199 - Region Growing da zona de trabalho .....	190
Figura 200 - Crânio separado sem interferências .....	190
Figura 201 - Parte óssea em falta .....	191
Figura 202 - Desenho do implante .....	192
Figura 203 - Implante colocado sobre o Crânio .....	192
Figura 204 - Crânio com defeito ósseo.....	193
Figura 205 - Crânio sem defeito ósseo .....	194
Figura 206 - Modelo da prótese.....	194
Figura 207 - Modelo do molde a conformar .....	195
Figura 208 - Estereolitografia do estado actual da paciente.....	196
Figura 209 - Estereolitografia do maxilar inferior actual da paciente.....	196
Figura 210 - Estereolitografia do crânio actual da paciente .....	197
Figura 211 - Estereolitografia da parte óssea em falta .....	198
Figura 212 - Estereolitografia crânio sem falha óssea.....	198
Figura 213 - Prótese maciça .....	199
Figura 214 - Prótese de malha .....	199
Figura 215 - Prótese maciça propriedades.....	200
Figura 216 - Prótese malha propriedades .....	201
Figura 217 - Prótese maciça esforços .....	202
Figura 218 - Prótese malha esforços .....	202
Figura 219 - Prótese maciça von Mises.....	203
Figura 220 - Prótese malha von Mises .....	203
Figura 221 - Prótese maciça limite elástico.....	204
Figura 222 - Prótese malha limite elástico .....	204

Figura 223 - Prótese maciça deslocamentos em YY .....	204
Figura 224 - Prótese malha deslocamentos em YY .....	204
Figura 225 - Prótese maciça deslocamentos em ZZ .....	205
Figura 226 - Prótese maciça deslocamentos em ZZ .....	205
Figura 227 - Ferramenta de conformação 1 .....	206
Figura 228 - Ferramenta de conformação 3 .....	206
Figura 229 - Ferramenta de conformação 2 .....	206
Figura 230 - Ferramenta de conformação 4 .....	206
Figura 231 - Ferramenta de conformação negativo .....	207
Figura 232 - Ferramenta de conformação macho .....	207
Figura 233 - Ferramenta de conformação macho e negativo .....	207
Figura 234 - Malha INEGI .....	208
Figura 235 - Malha INEGI 2 .....	208
Figura 236 - Malha INEGI 3 .....	208
Figura 237 - Malha INEGI 4 .....	208
Figura 238 - Malha INEGI deslocamento .....	209
Figura 239 - Malha INEGI critério von Mises .....	209
Figura 240 - Malha adquirida .....	210
Figura 241 - Malha .....	211
Figura 242 - Malha 2[58] .....	211
Figura 243 - Malha 3 [59].....	211
Figura 244 - Malha 4 [60].....	211
Figura 245 - Malha 5 [61].....	212
Figura 246 - Malha 6 [62].....	212
Figura 247 - Malha 7 [63].....	212
Figura 248 - Propriedades do Ti [5] .....	227
Figura 249 - Esquema do processo de obtenção de esponja de titânio.....	229
Figura 250 - Obtenção do titânio[64] .....	230
Figura 251 - Processo PAM .....	230

## Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Intervenções primárias de anca [2] .....	5
Gráfico 2 –IMC [2].....	5
Gráfico 3- Material da prótese [2] .....	5
Gráfico 4 -Sexo e idade dos pacientes que receberam prótese de joelho [2] .....	7
Gráfico 5 -IMC pacientes de artroplastia de joelho [2].....	7
Gráfico 6 - Universo de materiais, preço vs densidade [4] .....	22
Gráfico 7 - Módulo de Young em função da densidade [4] .....	25
Gráfico 8 - Alongamento vs Densidade [4].....	26
Gráfico 9 - Coeficiente de expansão térmica vs densidade [4] .....	27
Gráfico 10 - Fadiga após $10^7$ ciclos vs Limite elástico [4] .....	28
Gráfico 11 - Relação entre a resistência de polarização e de biocompatibilidade de metais puros, ligas de cobalto-crômio e aços inoxidáveis [7] .....	39
Gráfico 12 - Comparação materiais tensão, módulo de Young e densidade.....	44
Gráfico 13 - Comparação biocompatibilidade, resistência mecânica e corrosiva.....	46
Gráfico 14 - Tipo de material das próteses aplicadas [2] .....	47
Gráfico 15 - Empresas de próteses de anca metálica em Portugal [2] .....	48
Gráfico 16- Diagrama de equilíbrio das ligas de Titânio [25].....	61
Gráfico 17 - Deformação compressiva versus o rácio da tensão de corte biaxial para a liga de Titânio Ti6Al4V e várias ligas de tungsténio. Símbolos abertos: deformação uniforme sem fendas e sem falhas; símbolos com uma cruz no interior: falhas devido a tensão de cedência e falhas devido à tensão de corte (não concentradas); símbolos sólidos: falha de corte adiabática. [24] .....	66
Gráfico 18 - Propagação de fendas por fadiga a nível superficial com diferentes microestruturas [24].....	70
Gráfico 19 - Comportamento do metal para altos ciclos de fadiga com microestrutura lamelar. LC – lamelas grosseiras, LF – lamelas finas [24].....	70
Gráfico 20 - Variação da microdureza em função da distância à superfície de um fundido com $\alpha$ -case [10].....	72
Gráfico 21 - Previsões consumo de Titânio [27].....	73
Gráfico 22 - Número de hastes não cimentadas por marca [2] 2010 .....	105
Gráfico 23 - Ciclo térmico característico de sinterização das carapaças.....	149



## Índice de Tabelas

Tabela 1 - Desenvolvimentos mais marcantes relacionados com implantes [10].....	16
Tabela 2 - Propriedades do osso natural [4] .....	23
Tabela 3 - Norma dos testes estandardizados para a fadiga de materiais de implantes. [18] .....	29
Tabela 4 - Norma dos testes estandardizados para desgaste de material de implantes [18] .....	30
Tabela 5 - Normas para comportamento da corrosão nos materiais de implantes. [18].	31
Tabela 6 - Potenciais de redução padrão a 25°C de alguns metais [1] .....	32
Tabela 7 - Ligas e seus constituintes [3] .....	33
Tabela 8 - Cerâmicos e seus usos [18] .....	36
Tabela 9 - Polímeros usados em implantes e seus usos [18].....	37
Tabela 10 - Compósitos usados em implantes e seus usos [18].....	38
Tabela 11 - Revestidos usados em implantes e seus usos [18].....	39
Tabela 12 - Lista de elementos de liga e suas complicações [3].....	40
Tabela 13 -Vantagens e desvantagens dos 3 grandes grupos de materiais biocompatíveis [10] .....	41
Tabela 14 - Composição química de três das principais ligas metálicas biocompatíveis [10] .....	41
Tabela 15 - Propriedades físicas e mecânicas de três ligas metálicas biocompatíveis [10] .....	42
Tabela 16 - Metais e usos [18] .....	42
Tabela 17 - Empresas de próteses de anca em Portugal [2] .....	48
Tabela 18 - Três maiores tipos de matérias de ligação do titânio e a sua influencia e efeitos .....	60
Tabela 19 - Efeito das propriedades superficiais no comportamento das fendas[22] ....	69
Tabela 20 - Inquérito a pacientes sobre compreensão da sua cirurgia .....	94
Tabela 21 - Inquérito realizado ao médicos sobre as suas cirurgias.....	95
Tabela 22 - Tabela resumo das especificações genéricas para a peça Anca .....	118
Tabela 23 resumo das especificações de rugosidade para a peça INEGI_Ancas .....	119
Tabela 24 - Facecoats .....	139
Tabela 25 - Backups .....	139
Tabela 26 Composição química da liga Ti6Al4V .....	167

Tabela 27 - Microdureza barbotina 139 .....	171
Tabela 28 - Microdurezas barbotina 153 .....	172

*“Sinto que a essência de toda a vida espiritual são os sentimentos e a atitude que temos para com os outros. Se a nossa motivação for sincera e pura, o resto virá por acréscimo. Podemos desenvolver esta atitude correcta para com os outros com base na bondade, no amor e no respeito, bem como na compreensão clara da identidade de todos os seres humanos. Isto é importante porque os outros, e tudo que fazemos, beneficiam desta motivação.”*

*Dalai Lama*



## **1 Introdução**

Este trabalho entra no enquadramento do projecto em curso no INEGI/CETECOF denominado *ENGINEERING AND TOOLING*. Este projecto tem como principais objectivos:

- O desenvolvimento e produção de moldes de forma a otimizar as funcionalidades dos produtos e respectivos processos de fabrico dos seus clientes, assegurando a qualidade total e a minimização do custo total ao longo de todo o ciclo de vida do produto.
- A integração do molde numa cadeia alargada de serviços de engenharia de alto conteúdo tecnológico, ou seja, inovar ao nível do produto final em cuja produção o molde intervém.
- O desenvolvimento e produção de ferramentas especiais e peças maquinadas de alta precisão com elevado valor acrescentado para o cliente, assentes numa forte aposta na inovação de produtos e de processos de fabrico.

Este projecto é financiado pelo Programa Operacional Factores de Competitividade, pelo Quadro de Referência Estratégico Nacional e pelo Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional.

### **1.1 Enquadramento**

Os implantes e a engenharia estão de braços dados pois os implantes podem ser produzidos por várias tecnologias como forjamento, fundição, maquinagem, rectificação e polimento. A selecção de materiais também está a cabo da engenharia e dos estudos de biomateriais.

A engenharia e a medicina devem cada vez mais completar-se para que o resultado final seja uma melhor qualidade de vida do paciente.

É do conhecimento geral que a população mundial está a envelhecer, e que a taxa de natalidade tem vindo a diminuir, em especial na Europa. Em Portugal, segundo dados do INE - Instituto Nacional de Estatística, em 2007, e pela primeira vez nesta década, o número de óbitos excedeu o de nascimentos, tendo morrido 103.512 pessoas e nascido 102.492.

No total a população de Portugal é de 10.617.575, dos quais os idosos (com mais de 65 anos) perfazem 17,4%. Os jovens (menos de 15 anos) alcançam 15,3%. O índice de envelhecimento é assim de 114, o que significa que existem 114 idosos para cada 100 jovens.

A Organização Mundial da Saúde diz que, dentro de poucos anos, metade da população da Terra terá mais de 50 anos.

Neste contexto as doenças degenerativas das articulações, nomeadamente as dos membros inferiores por serem de carga, tenderão naturalmente a aumentar em proporção.

Para tratar as dores e melhorar a capacidade funcional da articulação, de modo a poder retomar a actividade e ganhar alguma qualidade de vida, é frequentemente proposto um tratamento cirúrgico chamado artroplastia. Uma artroplastia é a substituição duma articulação doente por uma prótese. [6]

A *Artroplastia* é dos procedimentos mais custo-efectivos da Ortopedia contemporânea porque é simultaneamente muito gratificante (“rewarding”) para o doente, que recupera rapidamente a função indolor da articulação comprometida, e muito condescendente (“forgiving”) para o cirurgião, por tolerar alguma margem de variabilidade técnica. [2]

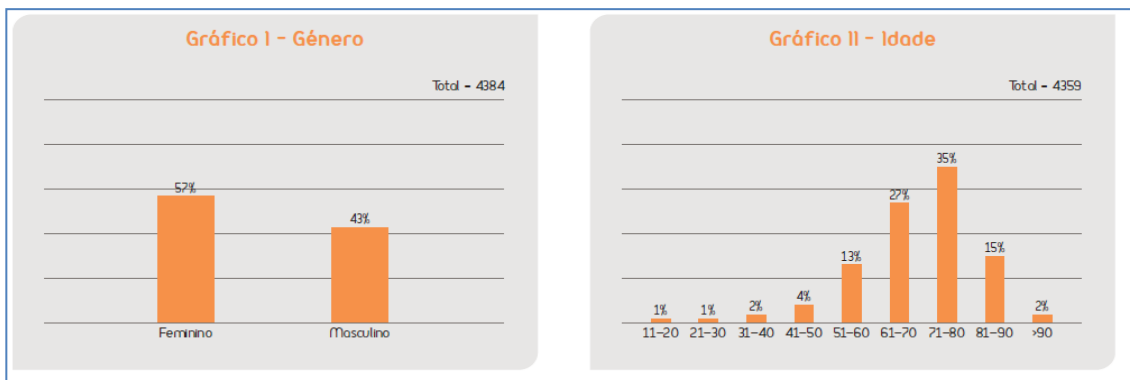


Gráfico 1 - Intervenções primárias de anca [2]

No Gráfico 2 –IMC e Gráfico 3- Material da prótese em baixo, realizados pela organização Registo Português de Artroplastias podemos reparar que um dos dados mais relevante é o gráfico da idade dos pacientes intervindos, cerca de 3 em cada 4 das intervenções cirúrgicas de artroplastias é com pacientes com idade superior a 65 anos, isto deve-se ao desgaste com o passar do tempo das articulações. Um outro dado interessante de se retirar destes gráficos é o índice de massa corporal associado, quase metade das intervenções foi realizada a pacientes com o índice de massa corporal acima do peso.

O Gráfico 2 e Gráfico 3 revelam a correlação dos factores dos pacientes que tiveram intervenção de artroplastia de anca.

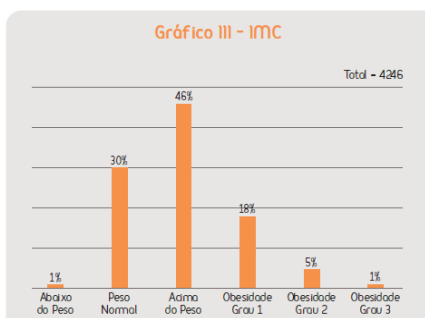


Gráfico 2 –IMC [2]

O uso destes implantes, que idealmente se desejariam definitivos, está naturalmente condicionado pela técnica cirúrgica, pelo design e qualidade dos materiais utilizados e pelo tipo de utilização a que se encontram submetidos.

O mercado das próteses apresenta um crescimento anual na ordem dos 12%. Só nos Estados Unidos da América em 2005 foram aplicados cerca de 3.6 milhões de próteses e em Portugal no ano de 2009/2010 foram aplicados 8702, sendo que mais de 50% destes foram implantes de anca. De referenciar que neste número apenas estão contabilizados

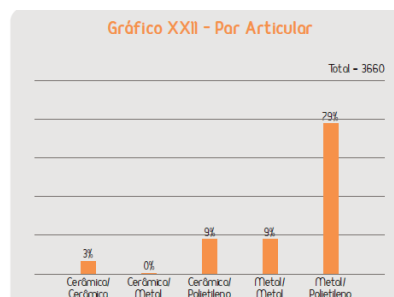


Gráfico 3- Material da prótese [2]

os implantes de artroplastia, os implantes maxilofaciais, cranioplastias e dentários não entraram no estudo.

Por seu lado, os implantes maxilofaciais, cranioplastias e orbitais, não apresentam uma correlação tão directa como acontece nas artroplastias com a idade. Estes implantes estão mais relacionados com o crescente número de casos de cancro e acidentes que outro factor qualquer.

A tecnologia associada a estes dois tipos de implantes (artroplastias e maxilofaciais) também é diferente. Hoje em dia as artroplastias são feitas por fundição, maquinaria ou por injeção, enquanto as maxilofaciais e cranioplastias são feitas por conformação de malha de titânio puro ou Ti6Al4V. O único ponto que estes dois tipos de implantes têm em comum é o tipo de material utilizado. Cerca de 80% das artroplastias de anca são usados dois tipos de material, metal e polietileno, sendo que o implante em si é de titânio e os encaixes feitos em polietileno.

Tal como acontece nas artroplastias de anca, joelho e ombro, em que o conhecimento adquirido em cada uma delas pode ser extrapolado para as outras, o mesmo acontece nos implantes maxilofaciais, cranioplastias e torácicas.

Devido às semelhanças anatómicas e cirúrgicas podemos extrapolar os conhecimentos adquiridos nos implantes de anca para os implantes de ombro e de joelho. Como comparação podemos verificar que o **Gráfico 4** e **Gráfico 5** sobre artroplastias ao joelho e ombro são muito idênticos aos da anca. As relações entre idade e a necessidade de uma intervenção cirúrgica são evidentes em todos os casos. Revelam a necessidade de investimento científico nesta área que, como foi dito anteriormente está em pleno crescimento juntamente com o envelhecimento da população portuguesa.

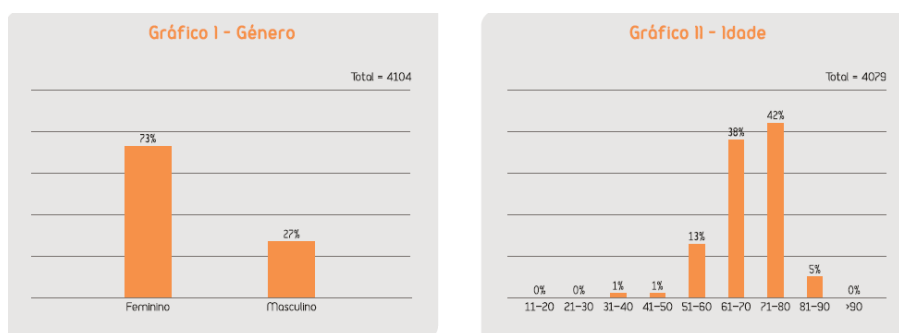


Gráfico 4 -Sexo e idade dos pacientes que receberam prótese de joelho [2]

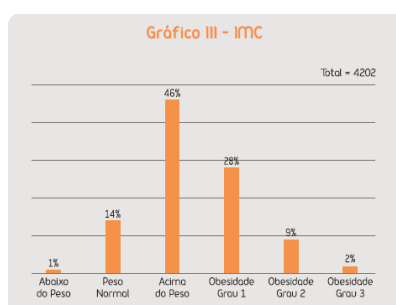


Gráfico 5 -IMC pacientes de artroplastia de joelho [2]

## 1.2 Estrutura da Tese

O presente documento encontra-se dividido em três capítulos. O primeiro é a introdução ao tema; o segundo capítulo é pesquisa bibliográfica que está dividida em três subcapítulos biomateriais, titânio e implantes; o terceiro capítulo é a parte prática que contém dois subcapítulos nomeadamente da prótese de anca e maxilofacial.

No subcapítulo 2.1 Biomateriais e o seu uso na medicina na página 13 aborda-se a comparação da biocompatibilidade. Faz-se um pequeno resumo dos requisitos necessários, das normas a respeitar, uma pequena comparação entre todos os grupos de materiais e um pouco mais em pormenor dos metais.

No subcapítulo 2.2 ligas de titânio na página 49 faz-se um pequeno resumo da história do titânio, os métodos de obtenção deste e como são feitas as suas ligas; abordam-se os requisitos necessários e soluções possíveis para a fusão e vazamento deste material; características mecânicas, químicas, metalográficas e o resultado dos elementos de liga

do titânio. No final deste ainda se refere o porquê do titânio e das ligas serem tão bons materiais para implantes e listam-se alguns fornecedores deste material.

No subcapítulo 2.3 Implantes na página 75 abordam-se temas como os tipos de implantes possíveis e possibilidades de concretizá-los começando por se explicar os passos desde a aquisição de imagem, a prototipagem rápida, lavagem, cura e preparação. Explica-se também o que é um implante de anca, as técnicas e tratamentos realizados por este tipo de implantes assim como se apresentam alguns fornecedores. De igual forma, para os implantes maxilofaciais mostra técnicas e tratamentos possíveis para realizar este tipo de implantes e indica algumas marcas de implantes.

Na parte prática deste trabalho surgem dois trabalhos distintos, um primeiro que trata de se produzir uma prótese de anca e outro que trata de desenvolver o método de fabrico e produção de uma prótese maxilofacial.

O primeiro caso, **prótese de anca**, refere-se à materialização de um implante de anca customizado, projectado pelo professor José Simões através do processo de fundição de precisão o qual está a ser desenvolvido em parceria com outras empresas, cabendo ao INEGI desenvolver os processos de prototipagem rápida e de fundição de precisão. Este trabalho tem como objectivos principais, o desenvolvimento da metodologia do projecto e fabrico da prótese à medida, mas devido ao método de fabrico de uma prótese à medida do paciente e uma prótese standard são similares, avançou-se directamente para a metodologia do processo de fabrico da prótese à medida do paciente.

Explica-se o desenvolvimento do conceito e enquadramento; a escolha e discussão dos métodos a aplicar e a análise dos dados obtidos. Os dados obtidos e a discussão realizada para verificação de métodos a aplicar. Mostra-se como todo o processo foi realizado, desde a sua concepção e simulação virtual em softwares específicos, até a materialização deste em liga de Ti6Al4V. Finalmente refere-se um pequeno estudo sobre a microestrutura para verificar níveis de perfeição das peças obtidas.

O segundo caso de estudo, **maxilofacial/orbital** aborda um caso concreto que foi apresentado ao INEGI pelo Dr. Fernando Duarte da “Clitrofa”. Trata-se de um projecto pioneiro, que tenta aliar um implante maxilofacial e orbital numa única cirurgia, tornando-o num caso complexo e interessante em termos de benefício para o utente. Neste segundo caso também tem dois objectivos principais, o desenvolvimento da

metodologia do projecto e fabrico da prótese à medida da paciente. Neste caso de estudo, o estudo da metodologia do projecto foi totalmente realizado e a metodologia de fabrico ficou a meio devido a ainda não terem chegado ao INEGI o resto do material necessário para a conclusão da mesma. Pelo que então, o primeiro objectivo ficou totalmente concluído e o segundo ficou a meio.

Aborda-se o desenvolvimento do conceito e inserção deste no projecto ToolingEdge e explica-se todo o trabalho desenvolvido para a materialização deste caso prático, passando pela aquisição das imagens, discussão de métodos e geometrias a aplicar, até se chegar à materialização da prótese desta forma por conformação de malha. Semelhantemente são estudos biomecânicos, o desenvolvimento da ferramenta de conformação e ainda a simulação virtual de uma malha desenvolvida pelo INEGI.



## **2 Pesquisa Bibliográfica**



## 2.1 Biomateriais e o seu uso na medicina

O Implante é definido como dispositivo médico feito e usado como estrutura biológica ausente do corpo.

A designação **Biomaterial** já existe há muitos anos e o seu significado tem sofrido ligeiras alterações ao longo do tempo até que em 1974 após solicitação da Organização Mundial de Saúde, este termo ficou definido como:

“Substância sistêmica e farmacologicamente inerte concebida para implantação ou incorporação em tecidos vivos.” [7]

Até que em 1983, o Instituto Nacional de Saúde do Departamento de Saúde dos Estados Unidos da América, devido à evolução destes, apresenta uma definição que obteve consenso mundial, em que define:

“Biomaterial é 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 parte de um sistema que trata, aumenta, ou diminui qualquer tecido, órgão ou função do corpo.”

**Biocompatibilidade** é definida como sendo a capacidade de um material promover uma resposta biológica aceitável. Nesta definição fica implícita a ideia de que nem todos os materiais são biologicamente aceites pelo corpo. [3]

Tipos de implantes possíveis de realizar nos dias de hoje:

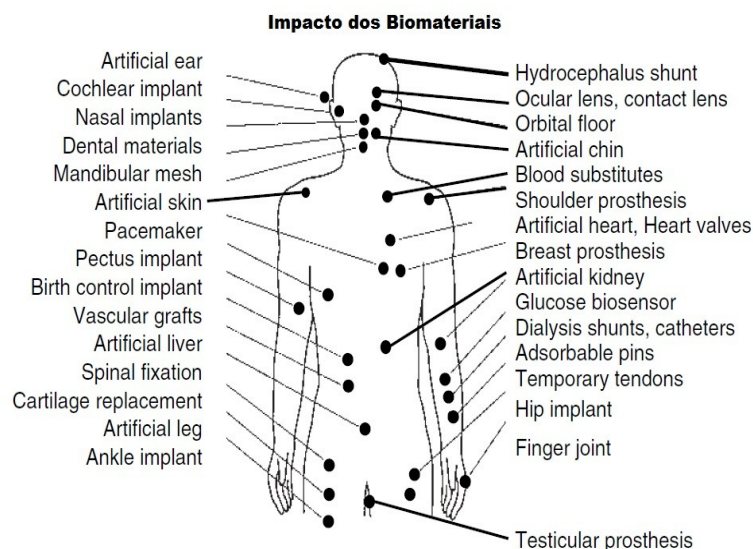


Figura 1- Impacto dos biomateriais [8]

A **osseointegração** é uma união estável entre o osso e a superfície do implante. Isto ocorre quando as células do osso natural migram para a superfície do implante e se ligam a este como se fosse uma estrutura natural do corpo. Este processo envolve a formação de tecido ósseo em redor do implante sem que exista crescimento de tecido fibroso na interface osso/implante. [9]

### **2.1.1 Evolução Histórica dos Biomateriais**

A utilização das técnicas cirúrgicas assépticas desenvolvidas pelo Dr. J. Lister entre 1860 e 1870, [8] marcaram um ponto de viragem na utilização dos biomateriais. Até esta data qualquer procedimento cirúrgico envolvendo biomateriais era geralmente mal sucedido, tendo como resultado mais frequente o desenvolvimento de infecções. Os primeiros casos de aplicações de implantes ortopédicos com sucesso estavam relacionados com correcções ao nível do sistema esquelético, nomeadamente através da aplicação de placas de fixação de fracturas ósseas. Muitas destas placas partiam como resultado de um deficiente projecto mecânico, ao nível da definição das espessuras (por vezes demasiado finas) e de vértices extremamente vincados que favoreciam a concentração de tensões. Igualmente, a utilização de materiais como o aço ao vanádio, escolhidos por terem boas propriedades mecânicas, eram rapidamente corroídos provocando efeitos adversos sobre os processos de cura. Após a introdução dos aços inoxidáveis e das ligas de cobalto-crómio (CoCr) na década de 30, verificou-se um aumento dos casos de sucesso de fixação de fracturas tendo-se também dado início às primeiras intervenções ao nível da substituição de articulações.

Em relação aos polímeros, verificou-se que durante a II Guerra Mundial, quando os pilotos de avião eram feridos por fragmentos de plástico (polimetacrilato de metilo – PMMA) da aeronave, não vinham a sofrer efeitos adversos da presença destes fragmentos no corpo. Desde então, o PMMA tem vindo a ser 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, [8].

Na Tabela 1 - Desenvolvimentos mais marcantes relacionados com implantes, estão descritos cronologicamente alguns dos mais importantes desenvolvimentos ao nível dos implantes.

Tabela 1 - Desenvolvimentos mais marcantes relacionados com implantes [10]

Ano	Investigadores	Desenvolvimento
< séc. XVIII	-	Vários dispositivos metálicos para fixar fracturas ósseas (arames e pinos de ouro, prata, etc.)
1860-1870	J. Lister	Técnicas cirúrgicas assépticas
1886	H. Hansman	Placas para fixação de ossos em aço revestido a níquel
1893-1912	W. A. Lane	Placas e roscas em aço
1912	W. D. Sherman	Placas de aço-vanádio; menor concentração de tensões e menor corrosão (Placas de Sherman)
1924	A. A. Zierold	Introdução das <i>Stellites</i> (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 tantalum
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 do titânio e das suas ligas
1952	A. B. Voorhees, A. Jaretzka, 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

### **2.1.2 Requisitos dos Biomateriais**

O corpo humano é a máquina perfeita e uma dessas perfeições é a autodefesa de corpos estranhos. Isto levanta logo a maior restrição de todas, o material tem que ser Biocompatível. [11] O que obriga a que o material colocado tenha que ser compatível com o corpo ou sistema biológico. Um material mais Biocompatível que outro significa que esse material vai desempenhar melhor a função requerida que o outro e durante mais tempo sem que haja uma reacção adversa do corpo.

Estudos dos últimos 60 anos mostram que existem três gerações evolutivas de biomateriais: materiais bioinertes, biodegradáveis e bioactivos que estimulam o corpo a ter uma específica resposta celular a nível molecular. [12]

Material Bioinerte é um material que obtém uma resposta inflamatória mínima do corpo. Material bioactivo é um material que interage com os tecidos do corpo de modo a obter uma resposta biológica. Material biodegradável é um material que quando exposto aos fluidos corporais vai-se degradando até que acaba por desaparecer dissolvido ou absorvido pelo corpo. Normalmente usa-se este tipo de materiais onde não seja necessária muita resistência mecânica, pois a degradação deste material não é efectivamente controlada, pois depende da capacidade do organismo de degradar os materiais.

#### *2.1.2.1 Condições do corpo*

A temperatura do corpo não é extrema para os materiais usados, a temperatura normal do corpo é entre os 36.7°Celsius e 37.0°Celsius,[9] no caso de uma febre alta pode chegar aos 39°Celsius. Mas o ambiente bioquímico e biomecânico pode ser extremo. Estima-se que para um implante estrutural (exemplo uma anca) para uma pessoa não activa possa chegar aos 2.5 milhões de ciclos de fadiga por ano ( $2.5 \times 10^6$ ). Para uma pessoa de 20 ou 30 anos de idade, com 79.2 anos de esperança de vida [13] passa dos 135 milhões ( $1.35 \times 10^8$ ) de ciclos de fadiga que o material tem que aguentar. As cargas reais e os ciclos são em função do peso e da actividade diária da pessoa, mas a capacidade de fadiga durante longos tempos está provada ser importante. Certos implantes têm que aguentar quase 16 vezes o peso do corpo da pessoa e nos implantes maxilares as forças de compressão são esmagadoramente altas podendo atingir 382 N (39kg)[14], logo está provado que o material tem que aguentar cargas elevadas. O peso

do implante também não deverá ser elevado, pois este torna-se em desconforto no dia-a-dia, logo uma baixa densidade é desejável. A estrutura química do corpo pode causar um ataque corrosivo, o pH do corpo pode variar dos 2pH aos 11pH dependendo do local. Este ataque pode degradar o implante ou pode apenas libertar iões que podem inadvertidamente afectar o corpo. É necessário tomar em conta esta libertação de iões ou molecular pois alguns componentes dos materiais podem ser cancerígenos, mutagênicos, trombogénico ou ainda causar a necrose dos tecidos envolventes. O módulo de Young é desejável que seja próximo do módulo do osso (30Gpa) pois recentes estudos mostraram que valores próximos do osso favorecem o seu tratamento e cura. [15]

#### 2.1.2.2 Outros requisitos

O quadro em baixo traduz de forma mais clara e fácil os requisitos para os implantes

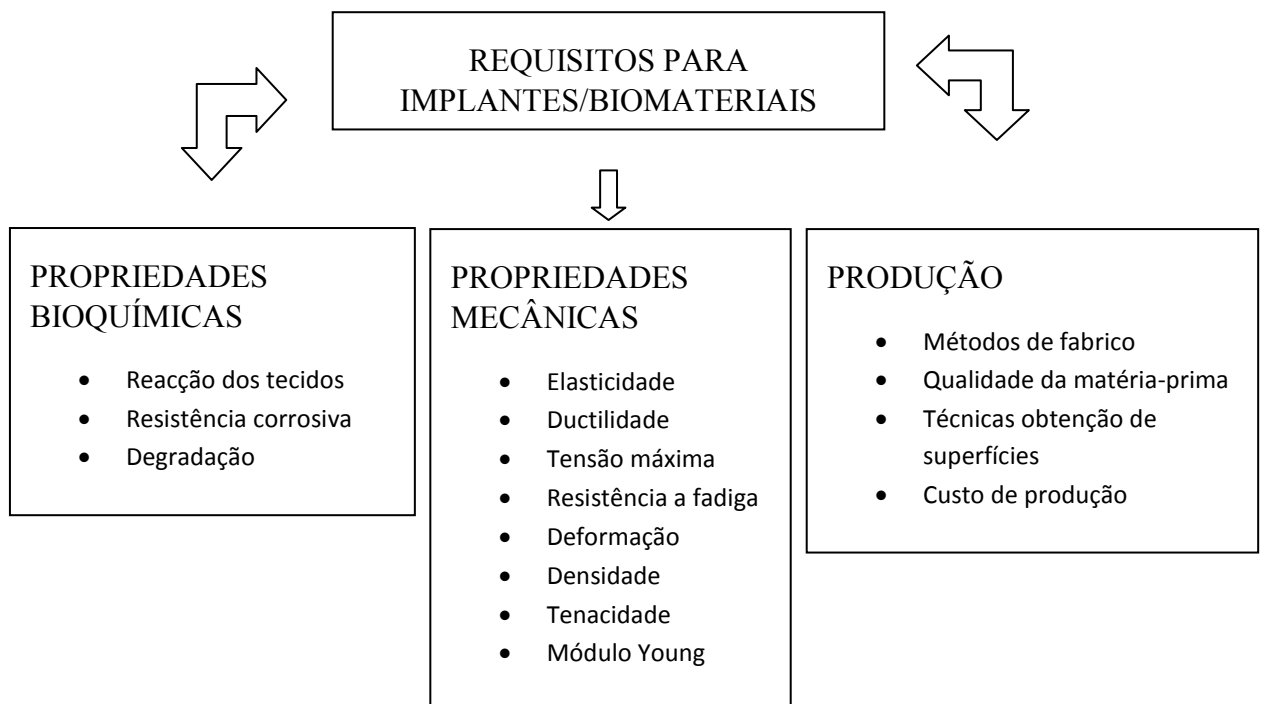


Figura 2 Esquema dos requisitos para implantes/biomateriais

### 2.1.2.3 Interação Tecido-Biomaterial

A colocação do Biomaterial implica que haja uma abertura dos tecidos e perda de sangue. O sangue tipicamente é a primeira substância a entrar em contacto com o Biomaterial. Os biomateriais podem promover a ligação do tecido biológico ao implante permitindo que certas proteínas sejam absorvidas ou inibir a interação repelindo essa proteína. [16]

Após a colocação do implante, mudanças no micro ambiente biológico podem ocorrer, como o pH e a força de atracção dos iões podendo alterar a conformação das proteínas mais próximas e a sua função. Proteínas podem ainda sofrer alterações estruturais durante a interação com as superfícies dos biomateriais e perder alguma da sua actividade biológica. [16]

Coagulação do sangue é dirigida pela fixação do factor de coagulação XII da proteína, (que é encontrado no sangue), com superfície externa Biomaterial. Após a fixação desse factor, as plaquetas do sangue aderem ao Biomaterial, que leva à formação do coágulo de fibrina. Uma reacção em cadeia que começa com a fixação da primeira proteína. O contacto do sangue com o Biomaterial faz com que as células e as citocinas participem nessa interação. Logo cada biomaterial que entre em contacto com o sangue vai provocar uma resposta do corpo. [16]

Pode-se ver na Figura 3 uma resposta típica do sangue ao contacto com o biomaterial.

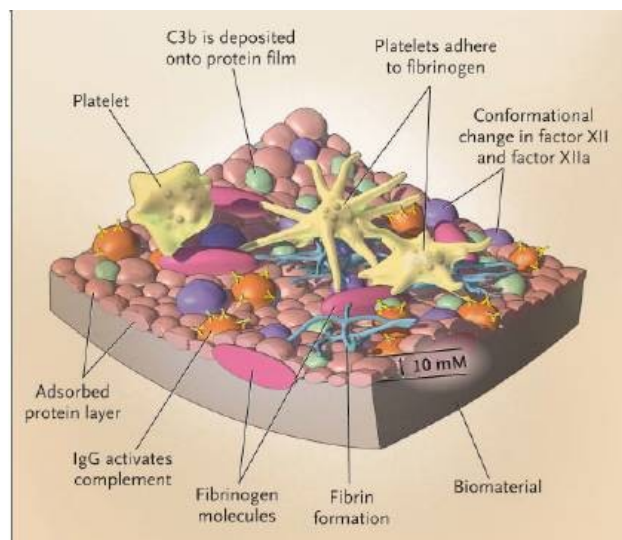


Figura 3- Resposta típica do sangue ao contacto com o biomaterial [17]

#### 2.1.2.4 *Degradação e Reabsorção*

Biomateriais podem ser permanentes ou biodegradáveis. O processo de degradação pode ser quimicamente conduzido ou feito por células. Implantes biodegradáveis são projectados para se degradarem gradualmente ao longo do tempo no ambiente biológico e serem substituídos por tecidos naturais. O objectivo é atender as necessidades de suporte e resistência celular, enquanto a regeneração dos tecidos está a ocorrer. Pequenas mudanças na química do Biomaterial e da estrutura podem alterar significativamente a taxa de reabsorção. [16]

Degradação do Biomaterial pode levar a feridas crónicas. Isso pode acontecer se um Biomaterial degrada muito rapidamente e liberta partículas que se estendem à fase de inflamação. Inflamação persistente leva à formação de células gigantes multinucleadas, que continuam a tentar remover o material ofensivo, criando desta maneira um abscesso que pode vir a ser prejudicial se não for atempadamente tratado ou removido. [16]

#### 2.1.2.5 *Imunogenicidade*

A Imunogenicidade é a tendência de um objecto para estimular a resposta imune. Basicamente, o nosso sistema imunitário protege-nos através de uma combinação de barreiras físicas, como a pele, as barreiras químicas, como enzimas e anticorpos, e as barreiras celulares como alvo linfócitos T (células T). Quando um Biomaterial é implantado no corpo, o sistema imunológico liberta proteínas que se vão associar imediatamente à superfície, assim direccionando o comportamento das células subsequentes em direcção ao Biomaterial.

Classifica os materiais bioinertes pela sua capacidade de estímulo a uma resposta.

#### 2.1.2.6 *Processabilidade*

Os pontos abordados anteriormente, apenas referem as principais características que os materiais devem possuir para serem bem sucedidos como implante metálico. No entanto, essas características físicas e mecânicas podem ser optimizadas em função dos processos usados para fabricar o implante. Existem vários processos de fabrico possíveis para obter um implante metálico, nomeadamente, maquinagem, estampagem, fundição, etc. Porém, alguns destes processos podem, em alguns casos, melhorar as características do material, e noutros casos podem não as alterar. Desta forma, torna-se necessário não só escolher o material de acordo com as suas propriedades, mas também seleccionar o processo de fabrico do implante de forma a tirar o melhor proveito dessas

mesmas propriedades, custos, capacidade de esterilização, quantidade de matéria-prima, acabamento, revestimento e tratamento.

No ANEXO A: Medidas STANDARD que regulam a medição da biocompatibilidade. Pode-se ver as medidas existentes que regulam os termos de comparação da biocompatibilidade.

### 2.1.3 Universo de Materiais

Os gráficos seguintes mostram de maneira mais fácil a comparação entre os materiais existentes em bioengenharia.

Gráfico com todos os tipos de materiais com os parâmetros preço por densidade:

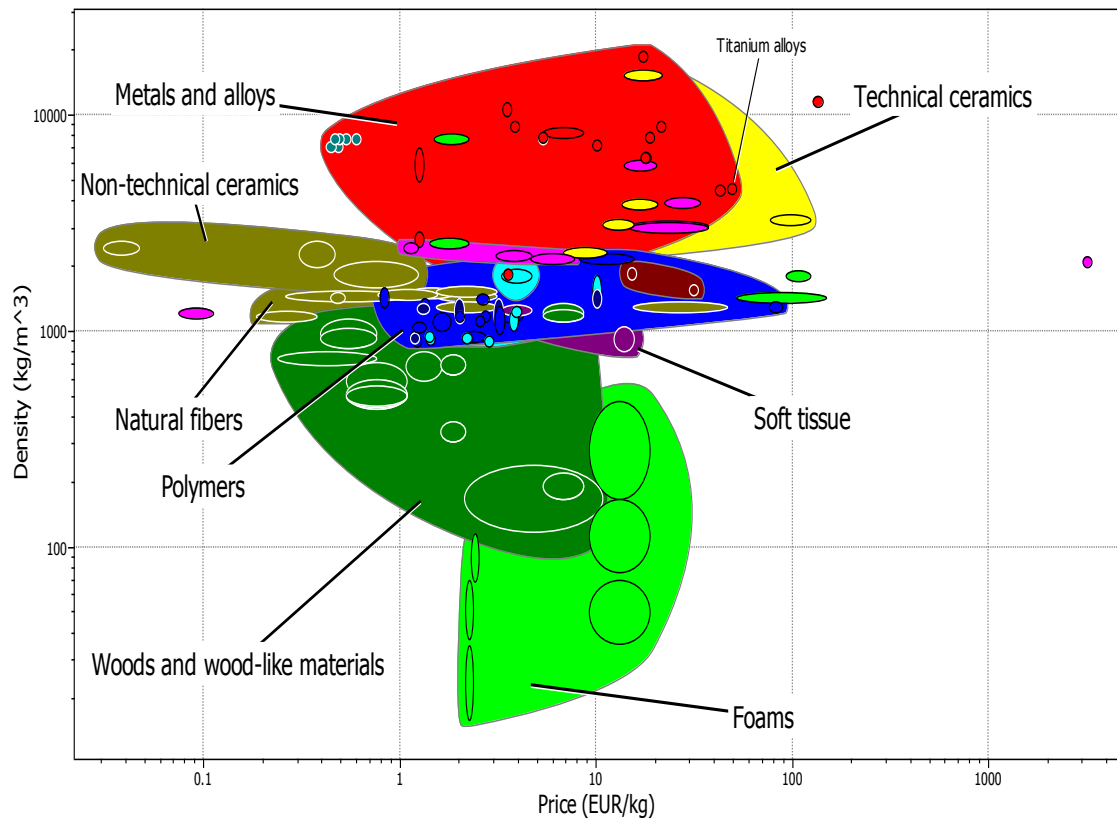


Gráfico 6 - Universo de materiais, preço vs densidade [4]

Para selecção dos materiais dos gráficos que se seguem, tomou-se como valores de pesquisa os seguintes valores:

- **Densidade máxima:  $10\ 000\text{Kg/m}^3$**  → para englobar os metais, de notar que material como platina ou ouro já não constam na listagem devido à sua elevada densidade.
- **Tensão de limite elástico mínima: 90 MPa** → valor mínimo do osso, desta maneira assegura que todos os valores de limite elástico sejam iguais ou melhores que o osso natural.
- **Tensão de cedência mínima: 135 MPa** → tal como na tensão de limite elástico, assegurou-se que todos os valores sejam acima do valor do osso.
- **Alongamento % máximo: 0.6** → alongamento no máximo igual ao do osso, tornando desta forma que o material seleccionado seja no mínimo igual ao osso natural

- **Dureza mínima: 50 HV** → para ser de igual ou superior valor ao do osso natural, ainda não se sabe se este valor tende a ser melhor quanto maior for. Estudos recentes revelaram que para superfícies muito duras, o tecido vivo tem dificuldade em interagir com o Biomaterial.
- **Resistência mínima a fadiga após 10<sup>7</sup> ciclos: 23MPa** → todos os materiais apresentados, têm um valor de resistência à fadiga no mínimo igual à resistência do osso natural, obrigando a que o material tenha resistência suficiente para suportar cargas diariamente sem que haja problema de fractura do material.
- **Tensão de corte mínima: 3.5 MPa.m<sup>0.5</sup>** → todos os valores dos materiais apresentados têm valores iguais ou superiores a tensão de corte do osso natural.

O objectivo desta selecção é assegurar que todos os materiais estão dentro dos valores de segurança do osso natural. Qualquer outro material que não tenha estes requisitos considerados mínimos, não aparece na base de dados que deram origem aos seguintes gráficos.

Tabela 2 - Propriedades do osso natural [4]

<b>Propriedades Gerais</b>					
Densidade		1.8e3	-	2.08e3	kg/m <sup>3</sup>
<b>Propriedades Mecânicas</b>					
Módulo Young's		18	-	26	GPa
Shear modulus		4.5	-	6.7	GPa
Bulk modulus	*	12.1	-	27	GPa
Flexural modulus		14	-	22.6	GPa
coeficiente de Poisson		0.13	-	0.3	
Limite elástico	*	90	-	144	MPa
Limite plástico		135	-	167	MPa
Compressive strength		130	-	250	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)		150	-	180	MPa
Alongamento		0.6	-	1.4	% strain
Dureza - Vickers		50	-	80	HV
Resistência à fadiga at 10 <sup>7</sup> ciclos	*	23	-	80	MPa
Fracture toughness		3.5	-	6.1	MPa.m <sup>0.5</sup>
Toughness		4	-	4.6	kJ/m <sup>2</sup>
Mechanical loss coefficient (tan		0.01	-	0.02	

delta)					
<b>Propriedades Térmicas</b>					
Temperatura máxima de serviço	*	127	-	227	°C
Condutor ou isolante térmico	Poor insulator				
Condutividade térmica		0.41	-	0.63	W/m.°C
Calor específico		1.1e3	-	1.26e3	J/kg.°C
Coefficiente de expansão térmica	*	15	-	18	μstrain/°C
<b>Propriedades Eléctricas</b>					
Condutor ou isolante eléctrico	Poor insulator				
Resistência eléctrica		4.5e9	-	1.4e10	μohm.cm
Dielectric constant (relative permittivity)		14.5	-	32	
<b>Propriedades Ópticas</b>					
Transparência	Translucent				
<b>Atributos Biomédicos</b>					
Biocompatibilidade	True				
Aprovação FDA	True				

[4]

#### 2.1.3.1 Comportamento Mecânico

Para termo de comparação apenas os materiais que têm propriedades iguais ou melhores que a do osso se apresentam com cor mais forte. A cor mais ténue que aparece por trás mostra os grupos de materiais. O único factor a não estar dentro dos limites do osso natural é a densidade, mas este valor quanto menor melhor, pois quanto menos peso tiver o implante mais confortável é para o paciente.

Nos cantos dos gráficos aparece um gráfico mais pequeno com todos os materiais, dado que os gráficos estão com zoom para as características requeridas e assim tem-se uma ideia mais clara dos materiais que não passam nos parâmetros mecânicos.

Os metais são normalmente seleccionados por terem boas propriedades estáticas e cíclicas. Limite elástico, tensão de cedência, módulo de elasticidade e resistência a fadiga são os principais atributos dos metais e ligas. Os cerâmicos oferecem um excelente valor de tensão de compressão e como tal são usados em aplicações que

requerem uma elevada força de compressão. Não são utilizados em locais onde se requer uma tensão de corte ou torção pois criam muito rapidamente fendas. Os materiais poliméricos são materiais com propriedades importantes tais como boa tensão de cedência, módulo de Young e boa resistência a fadiga.

Como podemos ver no Gráfico 7, dentro do grupo dos materiais o titânio e suas ligas são os que apresentam as densidades mais baixas, é importante referir que apenas os materiais usados em medicina estão presentes nesta base de dados. Daí se poder ver que o grupo dos metais continua até valores de densidade mais baixos, mas não apresentando materiais. Isto significa que existem metais mais leves mas não são usados em nenhum ambiente médico/hospitalar.

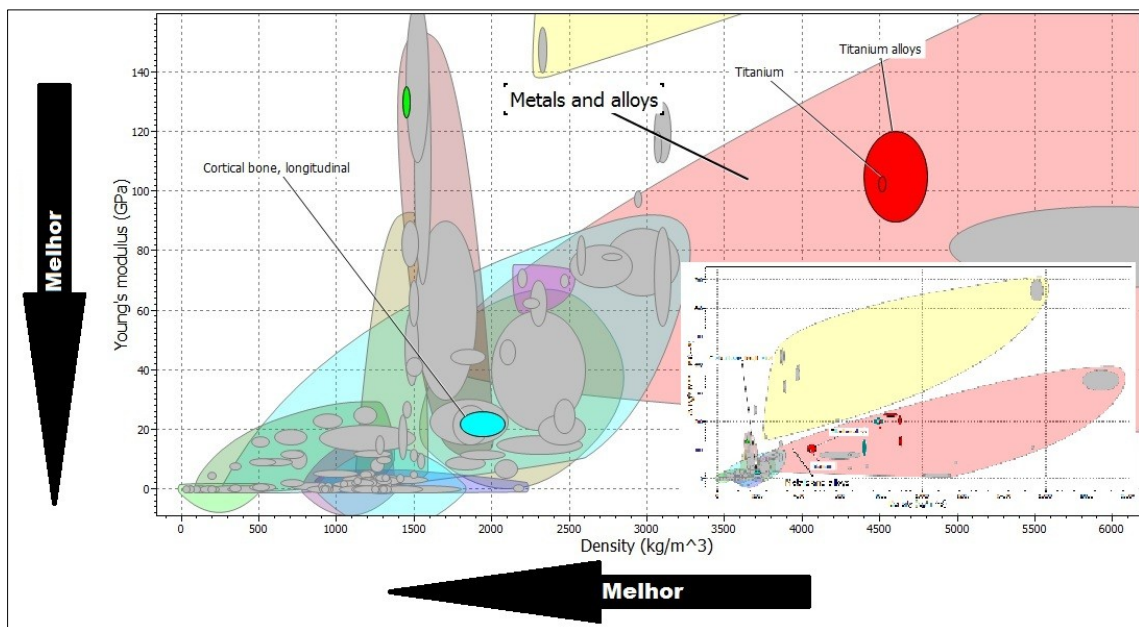


Gráfico 7 - Módulo de Young em função da densidade [4]

Este Gráfico 7 apenas nos mostra a relação densidade/módulo de Young, as setas representam os valores do gráfico que são mais favoráveis. Neste caso quanto menor, melhor. Não se pode tirar nenhuma conclusão definitiva apenas com a leitura deste gráfico. É necessária a visualização e análise de outros factores que serão analisados mais à frente. Neste gráfico podemos reparar que o titânio e as suas ligas têm valores duas vezes superiores aos valores do osso e o seu módulo apenas cinco vezes superior.

Estudos prévios mostram que materiais com módulos de Young próximos do valor do osso, favorecem o crescimento dos tecidos em torno deste. Este valor próximo do osso é necessário para que os valores da tensão e alongamento nos tecidos adjacentes não sejam excessivamente alterados.

O módulo é uma preocupação importante na aplicação de biomateriais ortopédicos. O osso natural tem um módulo na ordem de 22 GPa. A discrepância entre o módulo do osso e dos materiais a utilizar como implantes para suportar cargas estruturais significa que os dispositivos implantados no corpo ficam com uma parte desproporcionada da carga. O osso adapta-se à magnitude da carga, se a carga normal experimentada é compartilhada entre o osso e o implante, a parcela da carga aplicada sobre o osso pode ser uma função do rácio entre os módulos elástico do osso e do material de implante. Consequentemente, se o módulo do material de implante é significativamente maior do que o osso, a carga real vivida pelo osso será proporcionalmente menor devido ao fenómeno conhecido como “stress shielding”. Por conseguinte, o osso remodela-se menor conforme a sua capacidade de carga. Este fenómeno, que conduz a uma deterioração da qualidade óssea, juntamente com o facto de que existem diferenças significativas em módulos elástico do osso e do implante o que pode levar a concentrações de tensões na sua interface, cabendo aos designers tentar corresponder à rigidez do implante e o osso.

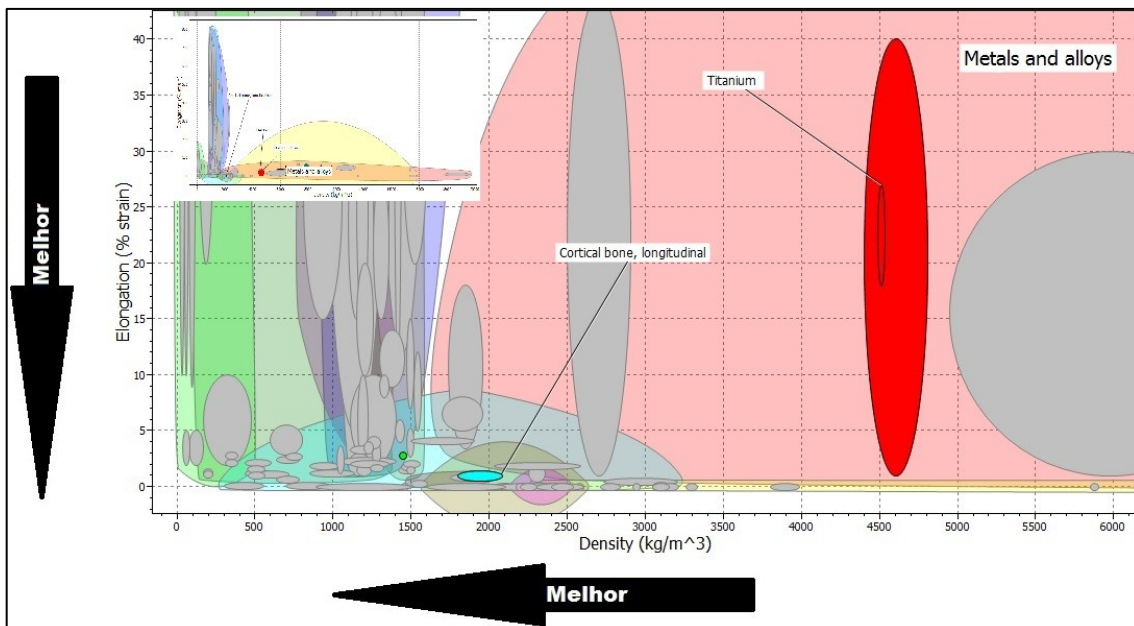


Gráfico 8 - Alongamento vs Densidade [4]

No Gráfico 8 podemos comparar a densidade dos materiais com o seu alongamento. Podemos ver que o alongamento do osso é quase nulo e que os valores do titânio e das suas ligas conseguem valores de quase 40% de alongamento. A decisão tomada para decidir que o valor do alongamento quanto menor fosse, melhor seria, foi devido aos tecidos adjacentes ao osso se romperem com os esforços à tracção ou compressão. Os tecidos adjacentes estão preparados para um alongamento quase nulo e como tal, se colocarmos um material com um elevado alongamento vai causar a deformação dos tecidos adjacentes. Este valor em caso real não é muito importante pois o osso trabalha apenas em compressão, quando o osso esta em tracção, os primeiros materiais a ceder são os tecidos moles como ligamentos e músculos. Este gráfico e tal como o anterior, não dá para tirar conclusões finais, apenas podemos ver que parâmetro a parâmetro o titânio e as suas ligas, cada vez estão a tomar valores mais favoráveis para serem considerados o material de implante ideal.

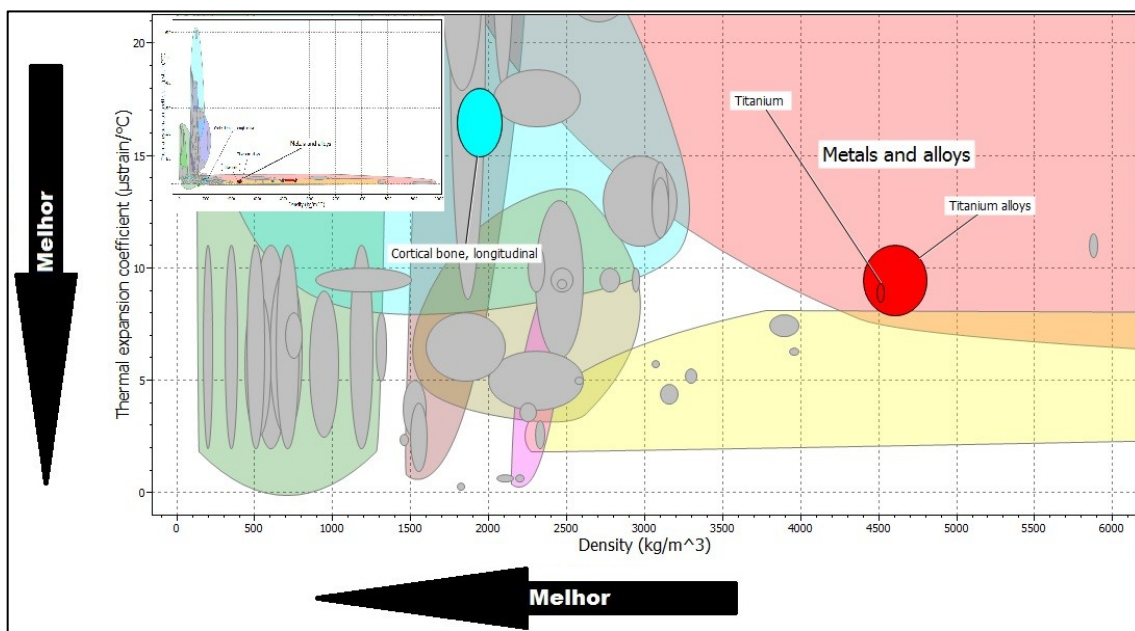


Gráfico 9 - Coeficiente de expansão térmica vs densidade [4]

O Gráfico 9, revela o comportamento do material em função da temperatura e densidade. As variações de temperatura no interior do corpo não são significativas, apenas de alguns graus e o local que sofre a maior variação térmica é a boca, que ingere alimentos quentes e frios. Mesmo sendo uma diferença quase imperceptível este gráfico mostra que o titânio neste caso consegue ter melhores valores que o osso natural e continua a ser uma das melhores escolhas.

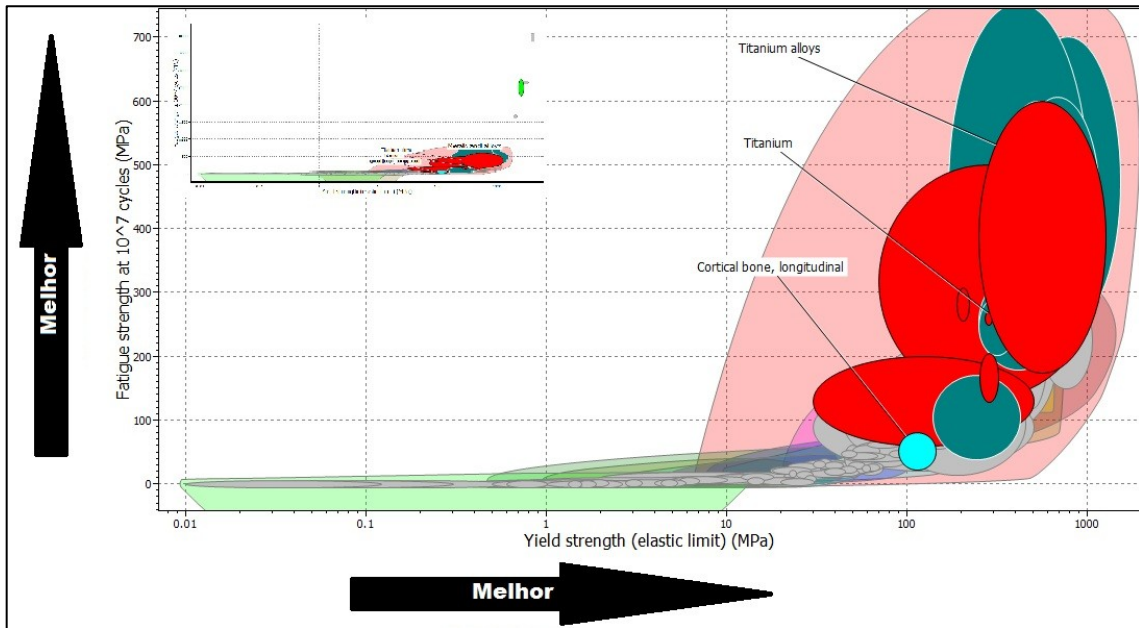


Gráfico 10 - Fadiga após  $10^7$  ciclos vs Limite elástico [4]

O Gráfico 10 é um dos mais importantes, conjuga o limite elástico do material com o desgaste à fadiga. Neste gráfico a escala do limite elástico é uma escala logarítmica pelo que as ligas de titânio apesar de não parecer, conseguem suportar cargas dez vezes superior que o osso natural. A resistência à fadiga revela também que as ligas de titânio conseguem ser cinco a seis vezes melhores que o osso natural. Desta maneira podemos dizer que se não houvesse outro factor, o corpo ficaria mais resistente com o implante de titânio do que o seu estado natural. Nestes gráficos todos e conjugando todos os factores podemos dizer que o titânio e as suas ligas são das melhores escolhas como biomaterial, não só por ser bioinerte como também é o que tem as melhores características. Podemos ainda conjugar a resistência deste com a densidade ficando com um implante o mais leve e resistente possível.

A aplicação de cargas cíclicas no implante ortopédico durante o movimento do corpo no dia-a-dia resulta numa deformação plástica em zonas microscópicas onde existe uma concentração elevada de tensão. A interdependência de factores como a forma do implante, material, processamento e tipo de carga cíclica faz com que o cálculo da resistência à fadiga seja um factor crítico. Testes a fadiga incluem tensão/compressão, flexão, torção e flexão composta. Normas de testes estandardizados específicos da fadiga de materiais de implantes incluem: [11]

Tabela 3 - Norma dos testes estandardizados para a fadiga de materiais de implantes.  
[18]

Norma ASTM n°	Titulo
F 1160	Shear and Bending Fatigue Testing of Calcium Phosphate and Metallic Coatings
F 1440	Cyclic Fatigue Testing of Metallic Stemmed HIP Arthroplasty Femoral Components without Torsion
F 1539	Constant Amplitude Bending Fatigue Tests of Metallic Bone Staples
F 1659	Bending and Shear Fatigue Testing of Calcium Phosphate Coatings on Solid Metallic Substrates
F 1717	Static and Fatigue for Spinal Implant Constructs in a Corpectomy Model
F 1798	Evaluating the Static and Fatigue Properties of Interconnection Mechanisms and Subassemblies Used in Spinal Arthrodesis Implants
1800	Cyclic Fatigue Testing of Metal Tibial Tray Components of Total Knee Replacements
1801	Corrosion Fatigue Testing of Metallic Implant Materials

Outra área de grande importância dos materiais de implantes é a sua resistência ao desgaste. Uma parte importante dos estudos de desgaste é a resposta biológica aos fragmentos libertados. Normas de testes estandardizados para desgaste de material de implante são:

Tabela 4 - Norma dos testes estandardizados para desgaste de material de implantes [18]

Norma ASTM n°	Titulo
F 1877	Caracterização das partículas
F 1903	Testes para resposta biológica de partículas <i>in Vitro</i>
F 1904	Testes para resposta biológica de partículas <i>in Vitro</i>

Medir a biocompatibilidade de um material não é simples, e os métodos de medição, estão a evoluir muito rapidamente. [3]

Diversas variedades de testes são usados actualmente para tentar garantir que novos materiais sejam biologicamente aceitáveis. Estes testes são classificados como *in vitro*, animais e testes de uso. Estes três tipos de teste incluem o ensaio clínico, o que é realmente um caso especial de um teste em seres humanos. [3]

A biocompatibilidade de um material depende da sua composição, localização e interações com o tecido vivo. Metal, cerâmica e materiais poliméricos provocam diferentes respostas biológicas por causa das diferenças na sua composição. Além disso, diversas respostas biológicas a esses materiais dependerá da libertação dos seus componentes e se esses componentes são tóxicos, imunogénicos, ou mutagénicos nas concentrações libertadas. As interações entre o material e o corpo influenciam a biocompatibilidade do material. A resposta do material às mudanças no pH, a aplicação de força, ou os efeitos de degradação de fluidos biológicos pode alterar a sua biocompatibilidade. Características da superfície de um material podem promover ou desencorajar a fixação de bactérias, células hospedeiras, ou moléculas biológicas e determinar se o material irá promover a integração com o osso. [3]

### 2.1.3.2 Mecanismos de degradação de ligas metálicas biocompatíveis

Existem diversos factores que contribuem para o insucesso de uma prótese metálica, dos quais se destacam:

- Corrosão;
- Desgaste por fadiga;
- Fractura por fadiga.

Em condições normais os fluidos presentes no corpo humano contêm 0,9% duma solução salina (cloreto de sódio) que contém aminoácidos e proteínas. O fluido do corpo humano é composto por diferentes tipos de fluidos, nomeadamente, linfáticos, sangue, etc. Os materiais a utilizar têm que ter uma excelente resistência à corrosão pois o fluido corporal que vai estar em contacto com o implante contém muitos sais e o pH pode variar dos 2 aos 11 dependendo do local onde se situa. Existem vários tipos de corrosão a acontecer no corpo, corrosão geral, corrosão alveolar, corrosão em frestas “crevice” (parecida à alveolar), corrosão por “fadiga” e corrosão intergranular. Nenhum destes tipos de corrosão são aceitáveis nos implantes. Para o material ser considerado resistente à corrosão, a taxa de corrosão deve ser menos de 0.00025 mm/ano ou 0.25nm/ano. [11]

Como acontece com a fadiga existem normas para o comportamento da corrosão nos materiais para implantes. Algumas destas normas são:

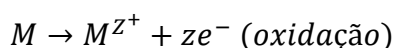
Tabela 5 - Normas para comportamento da corrosão nos materiais de implantes. [18]

Norma ASTM n°	Titulo
F 746	Corrosão alveolar e em frestas dos materiais de implantes metálicos
F 897	Corrosão fretting das placas e parafusos osteosintéticos
1801	Teste de corrosão por fadiga dos materiais de implantes metálicos
1814	Avaliação modular dos componentes de anca e joelho
1875	Teste da corrosão fretting das interfaces dos implantes modulares: anca, “head bore” femoral e cone taper interface

### 2.1.3.2.1 Corrosão

A corrosão de ligas metálicas ocorre quando elementos na liga ionizam. Assim, os elementos das ligas que inicialmente não têm carga começam a perder electrões, tornam-se iões carregados positivamente à medida que estes são libertados na solução. A corrosão é uma propriedade química que tem consequências para as propriedades de outras ligas, como a estética, força e biocompatibilidade. Do ponto de vista da biocompatibilidade, a corrosão de uma liga indica que alguns dos elementos libertados podem afectar os tecidos ao seu redor. [19]

A reacção básica que ocorre durante a corrosão caracteriza-se pelo aumento da valência (por exemplo, perda de electrões) do átomo metálico M:



A perda de electrões e aumento da valência pode resultar na libertação de iões livres da superfície do metal para a solução existente no corpo. Para que ocorra a corrosão é necessário que surjam condições para se dar a oxidação dos átomos metálicos. O potencial eléctrico na interface metal/solução é uma medida da reactividade dos metais, que normalmente é apresentada sob

Tabela 6 - Potenciais de redução padrão a 25°C de alguns metais [1]

Reacção	Potencial
$Au^{3+} + 3e^{-} \rightleftharpoons Au$	1.42
$Pt^{2+} + 2e^{-} \rightleftharpoons Pt$	1.20
$Ag^{+} + e^{-} \rightleftharpoons Ag$	0.80
$O_2 + 2H_2O + 4e^{-} \rightleftharpoons 4OH^{-}$	0.40
$Ti(OH)^{3+} + H^{+} + e^{-} \rightleftharpoons Ti^{2+} + H_2O$	0.06
$H^{+} + e^{-} \rightleftharpoons 1/2 H_2$	0.00
$Fe^{3+} + 3e^{-} \rightleftharpoons Fe$	-0.04
$Co^{2+} + 2e^{-} \rightleftharpoons Co$	-0.28
$Fe^{2+} + 2e^{-} \rightleftharpoons Fe$	-0.41
$Cr^{2+} + 2e^{-} \rightleftharpoons Cr$	-0.56
$Cr^{3+} + 3e^{-} \rightleftharpoons Cr$	-0.74
$2H_2O + 2e^{-} \rightleftharpoons 2OH^{-}$	-0.83
$TiO_2 + 4H^{+} + 4e^{-} \rightleftharpoons Ti + 2H_2O$	-0.86
$Ti^{2+} + 2e^{-} \rightleftharpoons Ti$	-1.60
$Mg^{+} + e^{-} \rightleftharpoons Mg$	-2.37
$Na^{+} + e^{-} \rightleftharpoons Na$	-2.71

a forma de potenciais de oxidação (Tabela 6 - Potenciais de redução padrão a 25°C de alguns metais). A ordem apresentada nestas séries é baseada apenas no equilíbrio termodinâmico e partindo do princípio que não existem barreiras à oxidação. Alguns metais devem a sua resistência à corrosão ao facto do seu potencial ser muito positivo, como são os casos dos metais nobres. No entanto, vários metais muito utilizados em próteses têm um potencial muito negativo, dando a entender que apresentam uma grande propensão à corrosão. Por exemplo, o titânio é um dos metais com menor potencial, no entanto, a formação de óxidos superficiais (passivação) impede que o titânio puro reaja com o ambiente envolvente.

A corrosão de uma liga é de extrema importância para a sua biocompatibilidade, a liberação de elementos de liga é quase sempre responsável por efeitos biológicos adversos, como toxicidade, alergia, ou mutagenicidade. A resposta biológica aos elementos libertados depende do elemento que é libertado, a quantidade, a duração da exposição aos tecidos, e outros factores. Assim, a corrosão é uma condição necessária mas não suficiente, para efeitos biológicos adversos de ligas odontológicas. [19]

A Tabela 7 mostra vários exemplos de ligas e seus constituintes. Ter especial atenção aos componentes cobalto (Co), cobre (Cu) e níquel (Ni) que são extremamente tóxicos como se pode ver no Gráfico 11 mais à frente neste capítulo.

Tabela 7 - Ligas e seus constituintes [3]

Alloy	Typical components
Gold-based	Ag, Au, Cu, In, Pd, Pt, Zn
Palladium-based	Ag, Pd, Ga, Cu
Silver-based	Ag, Pd
Cobalt-based	Co, Cr, Mo, Fe, C, Si, Mn
Nickel-based	Co, Ni, Mo, Fe, C, Be, Mn
"Pure" titanium (cp-titanium)	Ti, O, N, C, Fe, H

A corrosão de um implante pode resultar em sintomas como dor local e inchaço na região do implante, sem que haja evidência de infecção, provocadas por rachaduras ou descamação do implante (visto em raio-X) e excreção de excesso de íons metálicos. Na cirurgia, a cor cinza, preta ou descoloração de tecidos em redor do implante, pode indicar a existência de partículas de metais tóxicas.

#### 2.1.3.2.2 Desgaste por Fadiga

A corrosão também desempenha um papel importante na ocorrência de falhas mecânicas de implantes ortopédicos. A maioria dessas falhas são devido à fadiga, e a presença de um ambiente salino agrava ou acelera estas falhas. A medida em que influencia a corrosão por fadiga no corpo não é precisamente conhecida. [20]

Quando um implante é submetido a uma força, o processo de corrosão pode ser acelerado devido à energia mecânica. Se essa força mecânica for repetida então a corrosão por fadiga ocorre ao longo de todo o implante. [20]

Qualquer material metálico pode desgastar-se quando sujeito a uma acção cíclica de fricção. Por exemplo, no caso das próteses de anca, a cavidade acetabular (em polietileno) está em contacto directo com a cabeça de fémur metálica. Cada vez que se dá o movimento entre os dois componentes, o efeito da fricção entre ambos provoca a libertação de pequenas partículas de metal e polímero. Normalmente estas partículas vão desde dimensões nanométricas até micrométricas, sendo que as mais pequenas podem entrar no fluido linfático e distanciar-se para diferentes partes do corpo. A elevada área superficial destas pequenas partículas propiciam também o aumento da possibilidade de ocorrência de corrosão por fadiga. Por sua vez a corrosão acelera a iniciação de fissuração bem como a sua propagação.

#### **2.1.3.2.3 Fractura por Fadiga**

Quando um osso é fracturado o balanço das forças é imediatamente destruído. Isto pode ser observado quando existem deslocações de ossos fracturados. Nesses casos o músculo força os fragmentos ósseos em várias direcções. Durante a intervenção cirúrgica de reconstrução do osso fracturado, os fragmentos são estabilizados com implantes. Se o osso for perfeitamente reconstruído, todo o implante é suportado pelo osso, e as forças que nele actuam estão novamente em perfeito equilíbrio.

No entanto, se o osso não for completamente reconstruído, e existirem espaços vazios resultantes da fractura ou de fragmentos que desapareceram, o balanço das forças não é restabelecido. Como resultado, desenvolvem-se tensões de flexão e torção que se concentram em zonas do implante onde não existe suporte do osso. Desta forma, o implante sofre cargas cíclicas nessas zonas, aumentando o risco de desenvolvimento de fracturas por fadiga na superfície do implante.

Este número de ciclos, tal como lido anteriormente nas condições do corpo, para uma pessoa não activa, são aproximadamente 2.5 milhões de ciclos por ano.

Uma das complicações normalmente encontradas nas próteses totais de anca é a fractura da haste do fémur. Todas as fracturas da prótese de anca são quase sempre causadas por mecanismos de dano por fadiga. A Figura 4 - (a) Fractura e (b) pormenor de desgaste no topo inferior de uma haste do fémur fabricada mostra um exemplo de uma fractura e desgaste de uma haste do fémur fabricada por fundição da liga ASTM F75 (liga de cobalto-crómio-molibdénio – CoCrMo).

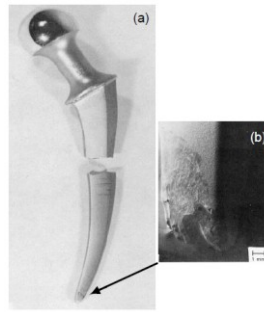


Figura 4 - (a) Fractura e (b) pormenor de desgaste no topo inferior de uma haste do fémur fabricada por fundição da liga ASTM F75. [18]

#### 2.1.3.2.4 Outros Factores

Para além dos factores enunciados anteriormente, existem outros mecanismos de degradação originados por, deficiente projecto, má selecção dos materiais, etc. De seguida faz-se uma breve descrição de alguns casos de implantação mal sucedida. O exemplo da Figura 5 - (a) Rosca do parafuso danificada; (b) e (c) Radiografia longitudinal da rosca do parafuso mostra os defeitos de fundição num parafuso fabricado numa liga de CoCrMo. É possível verificar na imagem (a) a existência de roscas danificadas, e nas imagens (b) e (c) vê-se uma radiografia longitudinal revelando porosidades, inclusões e óxidos. No entanto, com os processos actuais de fundição já é possível eliminar alguns destes problemas.

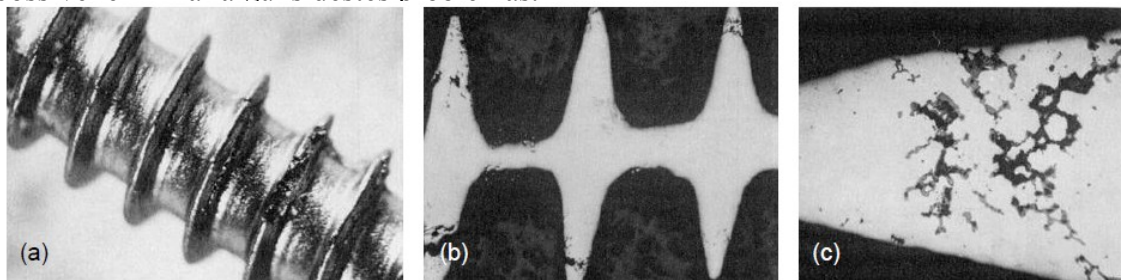


Figura 5 - (a) Rosca do parafuso danificada; (b) e (c) Radiografia longitudinal da rosca do parafuso [18]

As fracturas provocadas por esforços mecânicos de corte são uma falha típica nos parafusos. Nestes casos a superfície da fractura apresenta uma forma deformada em espiral.

#### 2.1.4 Comparação dos grupos de materiais

Os materiais abordados nesta parte do trabalho são materiais já com registos de uso como material de implantes. Esta parte deste trabalho tenta fazer uma comparação entre esses materiais usados.

Existem três grandes grupos de biomateriais: os metais, polímeros e cerâmicos. Ainda existe os compósitos que são uma conjugação de dois destes grupos, mais usualmente metais e polímeros.

##### 2.1.4.1 CERÂMICOS

As vantagens dos materiais da classe dos cerâmicos são que estes são muito biocompatíveis (particularmente com o osso), são inertes, baixo desgaste, resistentes a ataques microbianos e têm uma elevada tensão de compressão. Algumas das desvantagens incluem a ductilidade muito baixa, o potencial para uma falha catastrófica e são difíceis de maquinar. Os cerâmicos são muito fracos condutores de calor e de electricidade. Exemplos de cerâmicos usados em implantes podem ser vistos na tabela em baixo. [16]

Tabela 8 - Cerâmicos e seus usos [18]

<b>Cerâmicos</b>	<b>Usos</b>
Alumina	Substituição de articulações, implantes dentais
Zircónio	Substituição de articulações
Fosfatos de cálcio	Reparação e aumento de osso, revestimento de metais
Vidro bioactivo	Substituição de osso
Porcelana	Restauro dental
Carbonos	Válvulas cardíacas, implantes dentais

Certas composições de cerâmicos, vidros, vidro-cerâmicos e compósitos mostram que conseguem criar condições de estimular o osso natural a ligar-se ao implante, que é importante quando se quer assegurar a união entre aparelhos ortopédicos e osso natural.

Estes tipos de materiais são conhecidos como materiais cerâmicos bioactivos. Estudos revelaram que o fosfato de cálcio conseguiu criar uma ligação com as células do osso. [16]

#### 2.1.4.2 POLÍMEROS

Polímeros são bons candidatos a implantes devido às suas diversas propriedades mecânicas. Estes tanto podem ser rígidos ou flexíveis, ter uma tensão de cedência elevada ou baixa, podem ser específicos para resistir à ligação das proteínas ou promovê-la, podem ser biodegradáveis ou permanentes, podem ter formas complexas e serem fabricados por diversos métodos.

As principais desvantagens destes materiais é terem tendência a uma tensão de cedência mais baixa que os metais e cerâmicos, deformam-se com o tempo, podem deteriorar-se com a esterilização e podendo ainda degradar-se no interior do corpo libertando componentes tóxicos no organismo. [16]

Exemplos de polímeros usados em implantes:

Tabela 9 - Polímeros usados em implantes e seus usos [18]

<b>POLÍMEROS</b>	<b>Usos</b>
Metilmetacrilato	Prototipagem (muito rápido)
Silicone	Substituição de tecido mole, oftalmologia
PLLA/PGA	Passado alguns anos os pacientes apresentaram reacções inflamatórias
Polietileno	Substituição de articulações
Polipropileno	Suturas
PET	Suturas e próteses vasculares
Poliamidas	Suturas
PTFE	Aumento do tecido mole, próteses vasculares
PVC	Tubagens
poliuretano	Aparelhos de contacto directo com o sangue

PMMA	Cimento ósseo, restauro dental, lentes intra-oculares, substituição de articulações
------	---

#### 2.1.4.3 COMPÓSITOS

Materiais compósitos consistem da junção de dois diferentes grupos de materiais. Exemplos de materiais compósitos aplicados em implantes é a *carbon fiber reinforced polyethylene* e *hydroxyapatite particle reinforced polylactic acid polymers* para favorecer a cura do osso. Compósitos são bons para dispositivos que requerem uma combinação de propriedades como por exemplo, um implante de anca, um enchimento dental e placas ósseas. As vantagens deste tipo de materiais são as suas propriedades mecânicas que podem ser escolhidas dependendo da aplicação requerida, contudo é difícil fazer um compósito com a estrutura ideal.

Tabela 10 - Compósitos usados em implantes e seus usos [18]

COMPÓSITOS	Outros
CFRP	Cost-intensive techniques, bom para cranioplastias, geometrias mais fáceis
PLLA/PGA	Passado alguns anos os pacientes apresentaram reacções inflamatórias
BIS-GMA (quatzó/sílica)	Restauro dental

#### 2.1.4.4 REVESTIDOS

Os materiais revestidos são metais que têm acabamentos superficiais que permitem que a peça tenha boas propriedades mecânicas e de biocompatibilidade. Estes conseguem ter uma estrutura interna com boas propriedades mecânicas e outra com boas propriedades químicas para melhor interagir com o tecido vivo (melhorar a biocompatibilidade).

Exemplos de materiais revestidos podem-se ver na tabela em baixo:

Tabela 11 - Revestidos usados em implantes e seus usos [18]

REVESTIDOS	Outros
Ti, DLC coating	Cito compatibilidade melhorada
Ti6Al4V, Ti O Ti N duplex coating	Melhor compatibilidade com o sangue que Ti6Al4V e melhores propriedades mecânicas que pyrolytic carbon LTIC de baixa temperatura

#### 2.1.4.5 METAIS

Os metais já são usados como material de implante já há muito tempo. Mas apenas alguns metais têm a propriedade de serem biocompatíveis e capazes de suportar as cargas e a fadiga para serem um implante de sucesso no corpo biológico. No desenvolvimento de ligas metálicas para implantes é necessário o uso de materiais não tóxicos, o uso de componentes puros como elementos de liga são comparados no Gráfico 11 - Relação entre a resistência de polarização e de biocompatibilidade de metais puros, ligas de cobalto-crômio e aços inoxidáveis.

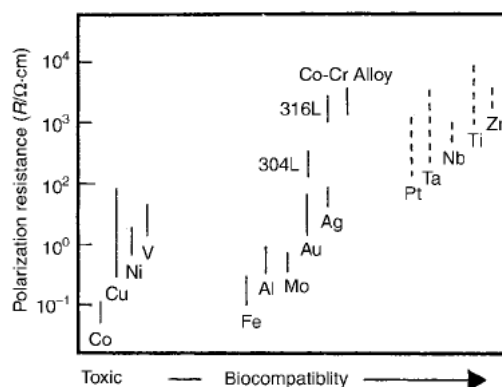


Gráfico 11 - Relação entre a resistência de polarização e de biocompatibilidade de metais puros, ligas de cobalto-crômio e aços inoxidáveis [7]

Na Tabela 12 - Lista de elementos de liga e suas complicações, podemos ver esses elementos de liga e quais as suas implicações se estes estiverem em contacto com os tecidos vivos. Podemos verificar rapidamente que muitos deles aparecem como carcinogénico, portanto, podem dar origem a um cancro, o que é de se evitar a todo o custo.

Tabela 12 - Lista de elementos de liga e suas complicações [3]

Element	Form	Mutagenic/carcinogenic status	Other comments
Beryllium	Be <sup>0</sup>	Carcinogenic	Also beryllium derivatives
	Be <sup>2+</sup>	Carcinogenic	Also beryllium derivatives
Cadmium	Cd <sup>0</sup>	Carcinogenic	Also cadmium derivatives
	Cd <sup>2+</sup>	Carcinogenic	Also cadmium derivatives
Chromium	Cr <sup>3+</sup>	Not mutagenic	Very reactive, kills cells before reaching nucleus
	Cr <sup>6+</sup>	Carcinogenic	
Cobalt	Co <sup>0</sup>	Possibly carcinogenic	
	Co <sup>2+</sup>	Possibly carcinogenic	
Copper	Cu <sup>1+</sup>	Unknown	
	Cu <sup>2+</sup>	Mutagenic but not carcinogenic	
Gallium	Ga <sup>3+</sup>	Probably not mutagenic	Data from in vitro studies
Gold		Unknown	Low risk in dental alloys due to very low corrosion, organic, and inorganic forms probably not equivalent
Indium		Unknown	
Iron	Fe <sup>2+</sup>	Mutagenic but not carcinogenic	High dietary intake
Nickel	Ni <sup>0</sup>	Possibly carcinogenic	Nickel subsulfide
	Ni <sub>3</sub> S <sub>2</sub>	Carcinogenic	
	NiCl <sub>2</sub>	Weakly mutagenic	
	NiSO <sub>4</sub>	Weakly mutagenic	
Palladium	Pd <sup>2+</sup>	Limited data, possibly mutagenic	Low risk in dental alloys due to very low corrosion
Platinum		Unknown	Low risk in dental alloys due to very low corrosion, organic, and inorganic forms probably not equivalent
Silver	Ag <sup>1+</sup>	Limited data, probably not mutagenic	
Tin	Sn <sup>2+</sup>	Mutagenic but not carcinogenic	
	Sn <sup>4+</sup>	Unknown	
Zinc	Zn <sup>2+</sup>	Not mutagenic	High daily intake

Além da ortopedia, há outros mercados para implantes metálicos e dispositivos médicos, incluindo cirurgia oral e maxilo-facial (por exemplo, implantes dentários, craniofacial placas e parafusos) e cirurgia cardiovascular (por exemplo, desfibriladores e corações artificiais, cateteres de balão; substituições valvulares e cliques de aneurisma). Os instrumentos cirúrgicos, instrumentos odontológicos, agulhas e grampos também são feitos de materiais metálicos.

Os metais são muito populares principalmente devido à sua capacidade de suportar cargas, fadiga, e passam por deformação plástica antes de partirem.

A diferença na resistência à corrosão e nas propriedades mecânicas permite apontá-los para diferentes aplicações. Podemos classificar os tipos de biomateriais metálicos em 4 grandes grupos: os aços inoxidáveis, ligas de CoCr e ligas de titânio. [20]

No ANEXO B: Propriedades mais detalhadas de alguns metais, podemos ver mais detalhadamente propriedades de outros metais e ligas.

### 2.1.4.5.1 Comparação das principais ligas metálicas

Relativamente aos três grandes grupos de materiais usados em implantes ortopédicos referidos anteriormente (aços inoxidáveis austeníticos, ligas de CoCr e ligas de titânio), cada um deles apresenta distintas vantagens e desvantagens. A Tabela 13 -Vantagens e desvantagens dos 3 grandes grupos de materiais biocompatíveis, apresenta as principais características de cada um destes grupos.

Tabela 13 -Vantagens e desvantagens dos 3 grandes grupos de materiais biocompatíveis

	Aços inoxidáveis austeníticos	Ligas de CoCr	Ligas de titânio
Vantagens	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Custo</li> <li>▪ Disponibilidade</li> <li>▪ Processamento</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Resistência ao desgaste</li> <li>▪ Resistência à corrosão</li> <li>▪ Resistência à fadiga</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Biocompatibilidade</li> <li>▪ Resistência à corrosão</li> <li>▪ Baixo módulo de elasticidade</li> <li>▪ Resistência à fadiga</li> </ul>
Desvantagens	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Comportamento a longo prazo</li> <li>▪ Elevado módulo de elasticidade</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Biocompatibilidade</li> <li>▪ Elevado módulo de elasticidade</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Resistência ao desgaste</li> <li>▪ Resistência a tensão de corte</li> </ul>

Na Tabela 14 - Composição química de três das principais ligas metálicas biocompatíveis é apresentada a composição química das três principais ligas metálicas biocompatíveis.

Tabela 14 - Composição química de três das principais ligas metálicas biocompatíveis [10]

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

A Tabela 15 - Propriedades físicas e mecânicas de três ligas metálicas biocompatíveis, permite comparar as principais propriedades físicas e mecânicas de três das principais ligas metálicas biocompatíveis.

Tabela 15 - Propriedades físicas e mecânicas de três ligas metálicas biocompatíveis [10]

Designação	Aço inoxidável austenítico 316L	Ligas de CoCr (F75)	Ti6Al4V	Osso cortical
Massa volúmica ( $\text{g/cm}^3$ )	8,0	8,3	4,43	1,8
Ponto de fusão ( $^{\circ}\text{C}$ )	1375-1400	1315-1345	1604-1660 $^{\circ}\text{C}$	-
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	-
Coefficiente de fricção com o mesmo metal (em seco)	1	0,8	0,6	-
Tenacidade à fractura ( $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ )	100	100	107	2-12
Conductividade térmica a $20^{\circ}\text{C}$ (W/mk)	16,2	14,7	6,5	-
Coefficiente de expansão térmica entre $30-200^{\circ}\text{C}$ ( $\times 10^{-6}\text{K}^{-1}$ )	15,9	14,1	8,6	-
Potencial de corrosão (mV), pH7	-400	-391	-510	-

Os processos químicos e de produção de biomateriais metálicos não são necessariamente exclusivos para a indústria de dispositivos biomédicos. O controlo de elementos indesejáveis é um aspecto importante do sucesso da aplicação de biomateriais metálicos. O principal requisito para cada liga é que esta seja resistente à corrosão quando inserida no corpo e que tenha óptimas propriedades mecânicas.

Tabela 16 - Metais e usos [18]

METAIS	Usos e Outros
Aço Inoxidável austenítico	A sua resistência corrosiva diminui com o tempo, apenas usados como fixações temporárias
Ticp	
Ti-Ni	Pseudoelástico, implantes ortopédicos, válvulas do coração, endodontic files
Ti-Cu	Melhores propriedades mecânicas que Ticp,

Ti-Mo	Adicionado com Fe mostra um elevado potencial para uso em implantes
Ti6Al4V	Libertação de titânio, alumínio e vanádio nos tecidos e fluidos corporais
Ti-6Al-7Nb	Substituto do Ti6Al4V devido a decomposição do vanádio
Ti-5Al-2.5Fe	Biocompatibilidade igual ao Ti6Al4V / substituir o vanádio por Fe
Ti-4Al-7Nb	Substituto do Ti6Al4V devido a decomposição do vanádio
Ti-13Nb-13Zr	Promove uma reparação óssea acelerada em relação ao Ti6Al4V
Ti-5Al-3Mo-4Zr	Corrosão melhorada e biocompatibilidade face ao Ti6Al4V devido a não conter vanádio
Co-Cr-Mo	Substituição de osso e articulações
Co-Ni-Cr-Mo	Substituição de osso e articulações
Ligas de ouro	Restauração dental
Prata	Agente antibacterial
Platina	Substituição óssea

A propriedade mais relevante de uma liga de fundição para a segurança biológica é a sua corrosão. Toxicidade sistémica e local, alergia, e o potencial cancerígeno resultam de elementos da liga serem lançados no corpo durante a corrosão. Pouca evidência apoia preocupações que as ligas possam causar toxicidade sistémica. A ocorrência de efeitos tóxicos locais (ao lado da liga) não está bem documentada, mas é um risco maior, principalmente porque os tecidos locais estão expostos a concentrações elevadas de iões metálicos libertados. Vários elementos como o níquel e o cobalto têm um potencial relativamente elevado de causar alergia, mas o verdadeiro risco do uso de ligas que contenham esses elementos permanece indefinido. A prudência recomenda que as ligas

que contenham esses elementos devem ser evitadas se possível. Vários elementos em ligas são conhecidos como agentes mutagênicos, e alguns, tais como o berílio e cádmio são conhecidos cancerígenos em formas químicas diferentes. Apesar destes factos, efeitos cancerígenos não foram demonstrados devido ao uso das ligas. Por prudência deve-se evitar ligas contendo esses agentes conhecidos como cancerígenos. [19]

Para minimizar os riscos biológicos, devem-se seleccionar as ligas que têm a menor libertação de elementos (menor corrosão). Esta meta pode ser alcançada usando ligas nobres com microestruturas de uma única fase. No entanto, há excepções a essa generalidade, e a selecção de uma liga deve ser feita numa base caso a caso, utilizando os dados de corrosão e biológico. [19]

O seguinte gráfico foi realizado com dados recolhidos com software de materiais [17]. Contem todos os materiais listados nas tabelas atrás e revela de forma rápida e sucinta as principais características entre materiais utilizados como implantes.

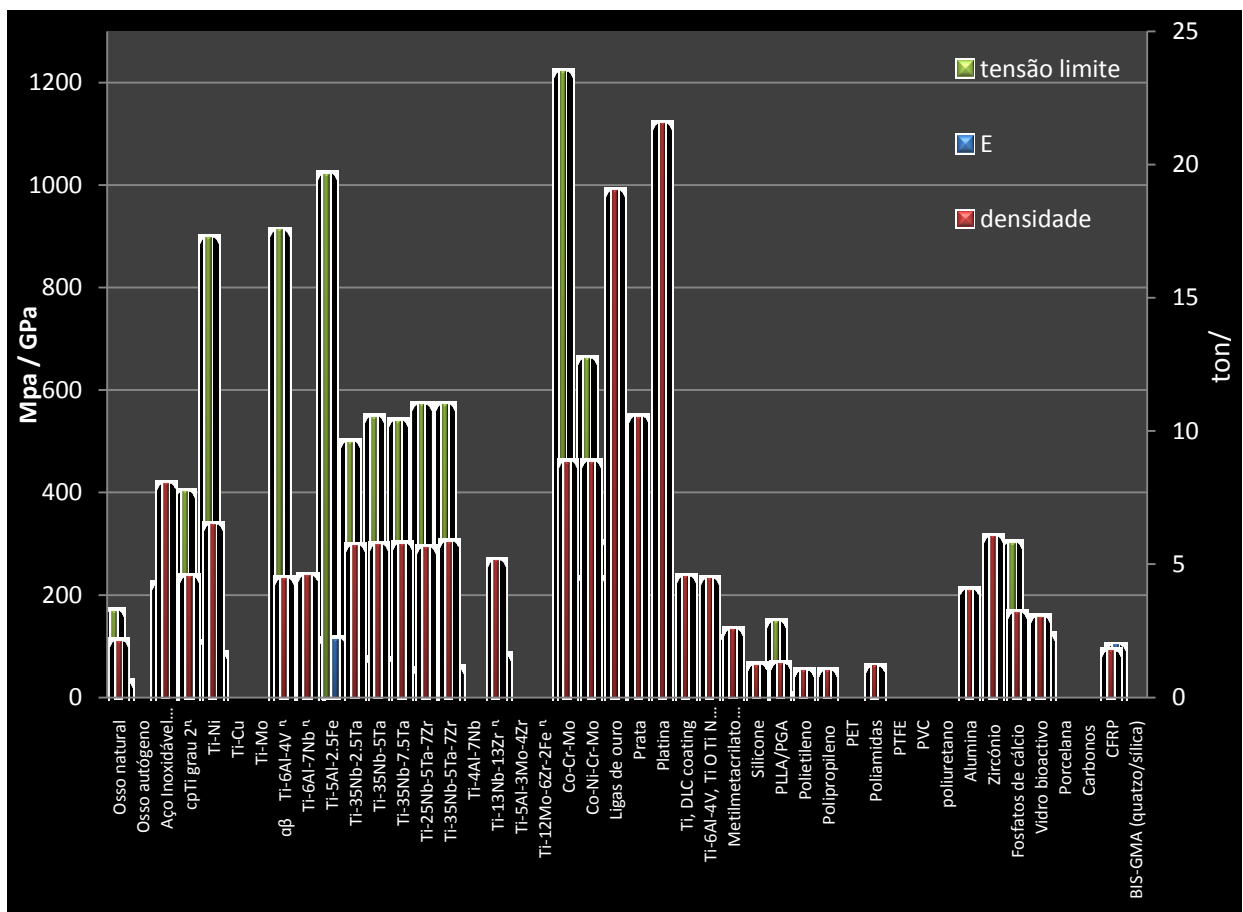


Gráfico 12 - Comparação materiais tensão, módulo de Young e densidade

Como referencia, o primeiro material listado é o osso natural.

A tensão limite é a tensão segundo o qual o material aguenta até se deformar plasticamente. Este valor, quanto maior melhor, pois indica que o implante terá mais resistência aos esforços provocados no dia-a-dia. Apenas seis materiais conseguem passar a barreira dos 800 MPa sendo que o material que apresenta melhor valor é a liga de Co-Cr-Mo, que é uma liga de cobalto, crómio e molibdénio.

A densidade é responsável por traduzir o peso do material. Neste caso quanto menor for este valor, melhor é. Quanto mais leve ou menos denso for o implante, mais confortável vai ser para o paciente. Uma relação entre densidade e tensão limite pode começar a ser feita tentando relacionar os materiais com maior tensão limite e com a menor densidade.

Nesta relação podemos ver que as ligas de titânio se sobressaem com tensões limites na ordem dos 800 MPa e densidades perto dos 4.5g/cm<sup>3</sup>.

O valor do módulo de Young (E) indica uma razão entre a tensão e a deformação. Estudos indicam que valores próximos do valor do osso natural favorecem a interacção dos tecidos vivos e o implante.

O gráfico em baixo foi realizado com informações recolhidas em papers científicos. O Ti6Al4V aparece com um 4 na biocompatibilidade pois estudos recentes revelaram que o vanádio contido na sua estrutura da liga ao longo de um período de tempo exposto ao organismo começa a reagir com os tecidos vivos.

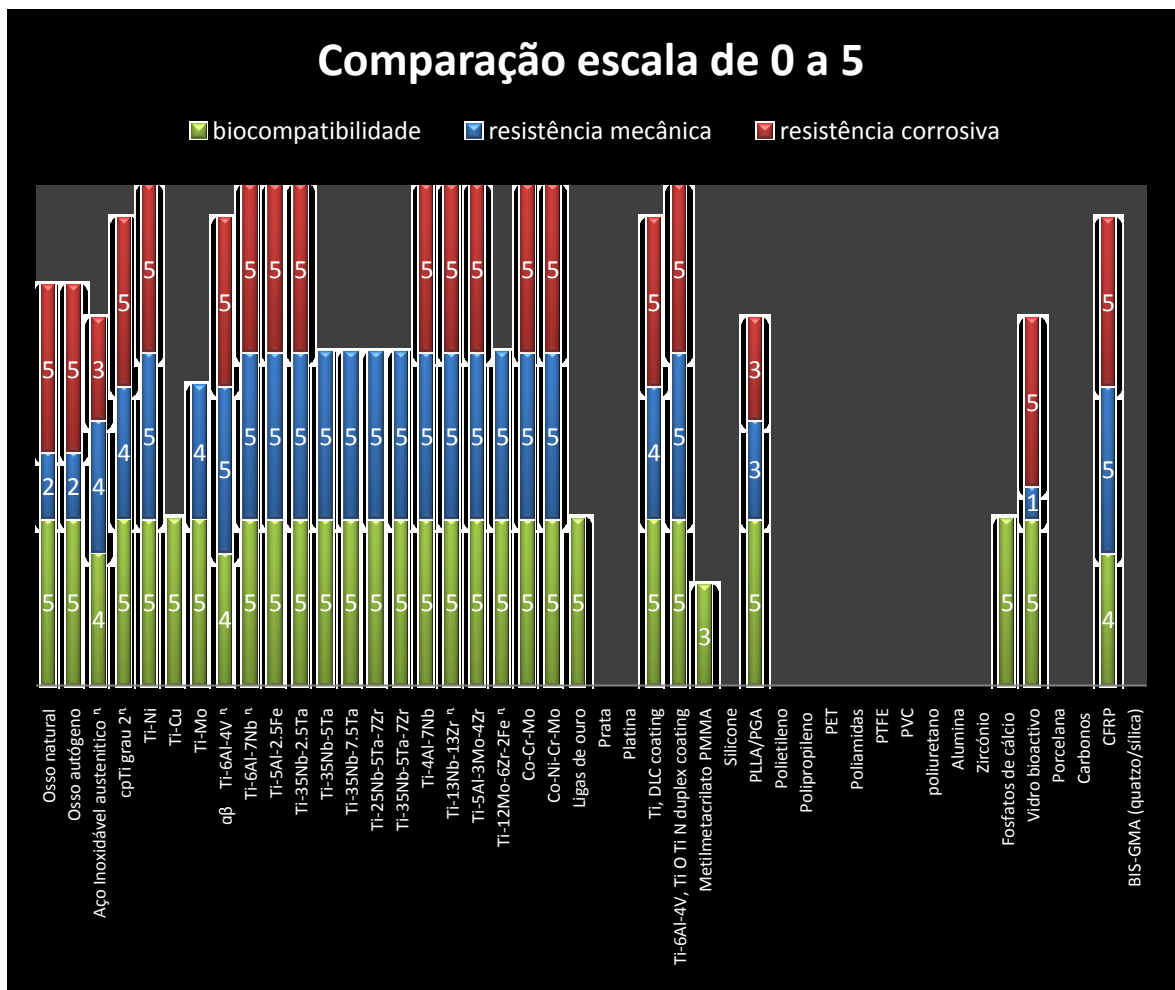


Gráfico 13 - Comparação biocompatibilidade, resistência mecânica e corrosiva

Podemos concluir, de acordo com os gráficos em cima, que as propriedades mecânicas e resistência à corrosão de ligas de titânio e ligas de CoCr são bastante semelhantes e são os melhores entre todos os biomateriais metálicos. No entanto, a densidade é um parâmetro importante que os difere bem, e explica porque o Titânio é mais apreciado para implantes ortopédicos. [20]

Ao ver os valores de outras ligas de Titânio, superiores ao Ti6Al4V, pode-se perguntar, se existem ligas de Titânio que apresentam melhores valores de compatibilidade, porque é que não se fazem mais implantes deste tipo de liga? É uma pergunta interessante, pois esta liga Ti6Al4V e o Ticip (Titânio comercialmente puro) são responsáveis por mais de 75% de todo o consumo de Titânio para todos os tipos de indústria em todo o mundo. Para fazer estas ligas é necessária tecnologia evoluída, e esta é viável apenas quando produzida em larga escala, como podemos ver no próximo capítulo do Titânio.

### 2.1.5 Implantes aplicados em Portugal

Não é fácil estimar a dimensão actual do mercado dos implantes, pois este não se restringe a um só tipo de tecnologia, ou a um só material ou produto, mas representa um conjunto abrangente de empresas que vão desde a pequena empresa de base tecnológica, até aos maiores grupos da área medica. Só muito recentemente surgiram estudos do mercado de implantes em Portugal e estes apenas dizem respeito às artroplastias, o mesmo estudo tem que ser efectuado para implantes médico dentários para que exista um melhor estudo das capacidades de cada marca e tipo.

Tipo de material

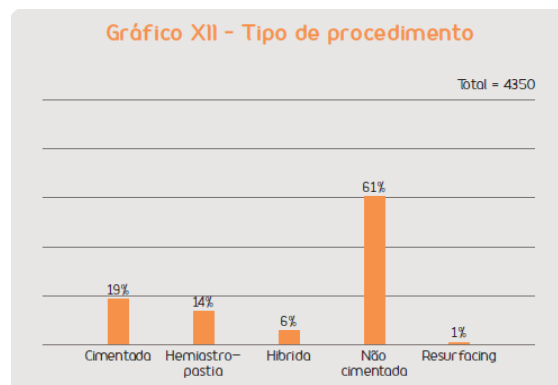


Gráfico 14 - Tipo de material das próteses aplicadas [2]

Tipo de procedimento (Gráfico 14) é fundamentalmente “não cimentadores”, com um rácio cimentada/não cimentada de 1 para 3. Em linha com o que se verifica no Canadá e um pouco também com a percepção corrente do que é a realidade no Sul da Europa (onde ainda não existem registos organizados).[2]

Os implantes não cimentados são uma inovação dos anos 80, justamente a geração da actual liderança da Ortopedia nacional. Os velhos “cimentadores” dos anos 60 e 70 já não estão activos e a reduzida escola que deixaram encontra-se hoje muito confinada. [2]

Fabricantes de implantes de anca implantados no negócio português.

Na Tabela 17 - Empresas de próteses de anca em Portugal estão listadas todas as empresas com próteses de anca colocadas em Portugal.

Tabela 17 - Empresas de próteses de anca em Portugal [2]

DePuy	619	Wright	31	Medacta	6
Biomet	451	FH Orthopedics	27	Link	6
Stryker	281	Tornier	26	Medcomtech	2
Zimmer	218	Traiber	26	Mathys	1
Lafitt	164	OHST	25	Exactech	1
Smith & Nephew	114	Samo	22	Stratec Medical	1
Groupe Lépine	83	B Braun	21		
Lima	77	ATF	19		

No Gráfico 15 - Empresas de próteses de anca metálica em Portugal pode-se ver em percentagem, as próteses colocadas em Portugal por empresa. A empresa DePuy é líder do mercado seguida pela Biomet.

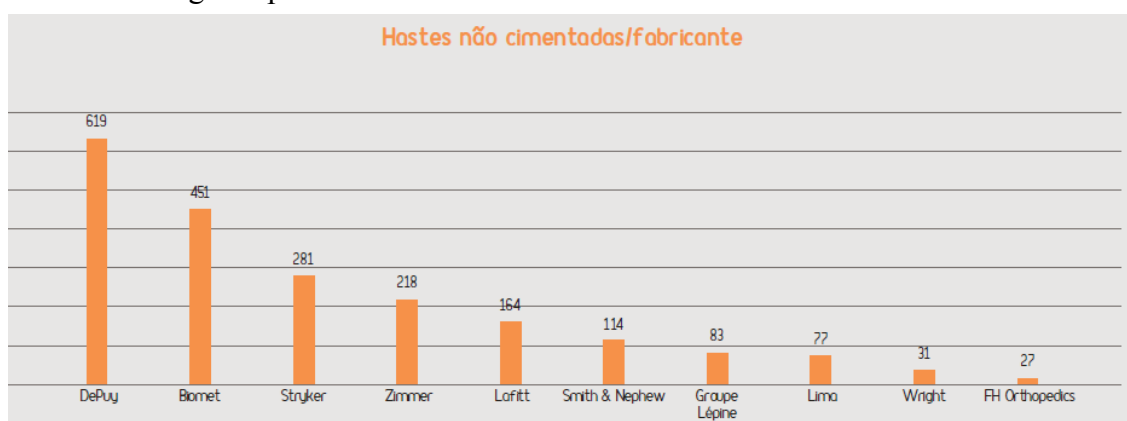


Gráfico 15 - Empresas de próteses de anca metálica em Portugal [2]

## **2.2 Ligas de Titânio - Biomaterial**

### 2.2.1 Titânio – Biomaterial

As ligas de Titânio são classificadas como biomateriais biologicamente inertes ou bioinertes. Como tal, permanecem inalterados quando implantados nos corpos biológicos, o que é sem dúvida um resultado da sua excelente resistência à corrosão. O Titânio oferece maior resistência à corrosão, mas não é tão duro ou forte como o aço ou ligas de CoCr. [20]

#### 2.2.1.1 Camada Passiva

A resistência à corrosão deve-se pela formação de uma camada de óxido sólido com uma profundidade de cerca 10 nm, tal como se pode ver na Figura 6. Sob as condições *in vivo*, o óxido  $TiO_2$  é o único produto estável da reacção. A interacção entre a superfície do implante e o tecido é dinâmica em vez de estática, ou seja, irá evoluir para novas fases com o passar do tempo, especialmente durante o período inicial após a implantação. A composição do biofluido irá mudar continuamente e dependendo do tipo de interacção inicial, o resultado final pode ser a formação de uma cápsula fibrosa ou a integração no tecido. [20]

Na Figura 6 pode-se ver um esquema exemplificativo da excelente capacidade de corrosão do titânio.

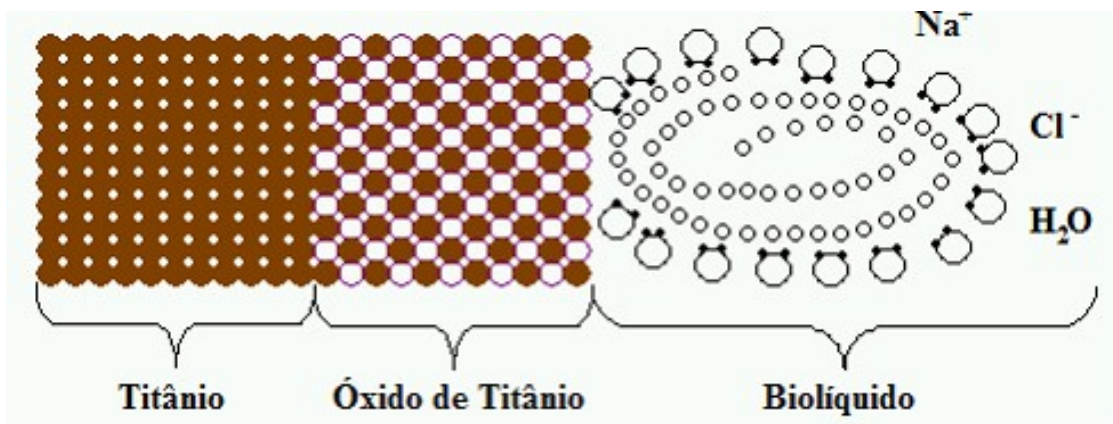


Figura 6 - Figura da camada passiva do titânio [21]

### **2.2.2 Fusão e vazamento de peças**

A fundição das ligas de Titânio tem vindo a evoluir bastante nas últimas décadas. Este avanço é explicado pelas suas vantagens quando comparado com outros processos tecnológicos como por exemplo a conformação plástica ou a maquinagem.

Em relação à maquinagem a fundição apresenta as seguintes vantagens:

- Menor custo de produção
- Superior capacidade de reprodução de formas complexas
- Propriedades mecânicas idênticas ou mesmo melhores
- Propriedades mecânicas indicadas a cada aplicação específica
- Capacidade de vazar peças de paredes finas

Optar pelo projecto de fundição em substituição da maquinagem e construção soldada implica cuidados especiais a nível de controlo assim como desenvolvimentos e estudos em vários passos do processo:[22]

- Optimização dos tratamentos térmicos
- Desenvolvimento e adequação de processos, normas e testes envolvidos na fundição
- Estudo da formação de defeitos de fundição como poros e inclusões e compreensão dos seus efeitos a nível de propriedades mecânicas
- Desenvolvimento de técnicas de inspecção não destrutivas

Uma técnica à base de pressão e temperatura (entre 103MPa e 206MPa) e temperatura (entre 815°C e 980°C), HIP (Hot Isostatic Pressing), destina-se a eliminar defeitos e melhorar as propriedades da peça, mais concretamente:[22]

- Eliminar porosidade
- Densificar a peça
- Consolidar componentes da peça

O processo de fundição apresenta como desvantagens os seguintes pontos:

- O ponto de fusão por exemplo da liga Ti6Al4V usada neste trabalho, tem um ponto de fusão de 1680°C

- Dificuldade em garantir sobreaquecimento
- A temperatura elevada existe o risco de reacção da liga com os componentes do forno, cadinhos cerâmicos
- Reactividade com vários elementos da atmosfera nomeadamente oxigénio e hidrogénio
- Diferença de temperatura entre o fundido e a temperatura da carapaça cerâmica.

O estudo e desenvolvimento a nível do processo de fundição de ligas de titânio tem-se desenvolvido segundo dois grandes parâmetros distintos:

- Desenvolvimento de técnicas e materiais para fabrico e processamento de moldações
- Desenvolvimento de técnicas de fusão e vazamento das ligas de titânio

As técnicas de fusão e vazamento, no caso do titânio, devem ser orientadas de forma a resolver ou ultrapassar certos problemas ligados ao processamento desta liga. O método de *investment casting* continua a ser o preferido para tentar resolver problemas como:

- Elevada reactividade da liga
- Baixa fluidez do Ti no momento do vazamento
- Defeitos resultantes do vazamento

[22]

Estes dois métodos de fundição interferem de maneira diferente nas características dos materiais. As peças fundidas por arco eléctrico apresentam maior número de porosidades (cerca de 50% mais) do que as peças fundidas pelo método de indução. As peças fundidas pelo método de indução apresentam uma rigidez superior comparando com as peças vazadas por arco eléctrico, apesar que estas revelam uma melhor flexibilidade. Consequentemente as forças de retenção são maiores na fundição por indução. A microdureza também é afectada pelo tipo de fundição; as peças produzidas por indução apresentam valores de dureza Vickers superiores às peças fundidas por arco eléctrico e ambos produzem uma microestrutura dendrítica mas esta é mais fina para o caso do material fundido por arco eléctrico. [23]

### 2.2.3 Fundição

O processo de fundição é a definição de um conjunto de actividades que tem como objectivo final a obtenção de uma peça através do processo de fusão do material.

Neste processo é necessário um modelo que serve de impressão da cavidade e o molde, que é a forma negativa do modelo que posteriormente vai ser preenchida com material liquefeito.

Estes moldes podem ser de areia verde ou seca, metálicos ou cerâmicos e podem ser desenhados para apenas um vazamento ou múltiplos. Dependendo do número de peças a vazarem existem várias soluções tais como:

- Fundição por gravidade
- Fundição por injeção
- Fundição por centrifugação
- Fundição continua
- Fundição de precisão

#### 2.2.3.1 Fundição de precisão

O processo de fundição de precisão por cera “perdida” (também designado por microfusão ou *investment casting*) consiste em aplicar sobre um modelo “perdido”, normalmente em cera ou qualquer outro material fácil de eliminar, uma barbotina cerâmica que ao endurecer forma uma moldação não permanente. O termo “perdido” é aplicado porque o modelo é destruído durante a sua remoção do molde cerâmico.

Relativamente à designação de fundição de precisão, esta deve-se ao facto de este processo abarcar não somente os aspectos relacionados com a precisão dimensional e as tolerâncias, mas também a qualidade superficial e a capacidade de reproduzir detalhes intrincados.

O processo de fundição de precisão, usando cera perdida ou modelos perdidos obtidos por prototipagem rápida (por exemplo, modelos em *QuickCast*) permite aos projectistas uma grande liberdade de criação de formas e rapidez na produção de fundidos de elevada precisão dimensional e excelente qualidade superficial adequadas a diversas aplicações. A maior parte dos fundidos obtidos por este processo está imediatamente

pronta a usar, evitando custos acrescidos de maquinagem ou soldadura. Estes factores tornam este processo extremamente atractivo para a produção de peças de precisão em Ti ou outras ligas reactivas.

No ANEXO C Titânio, pode-se ver algumas informações relativas às propriedades do titânio.

No ANEXO D Obtenção do titânio, pode-se ver alguma informação relativa à forma como o titânio é retirado da natureza.

No ANEXO E Fabrico das ligas de titânio, pode-se ver alguma informação relativa ao fabrico das ligas de titânio.

No ANEXO F Processos de fusão das ligas de titânio divididos em dois grupos consoante a tecnologia usada nos fornos, pode-se ver mais detalhadamente estas tecnologias de fusão.

#### **2.2.4 Requisitos para o fabrico das carapaças cerâmicas**

As carapaças são um importante factor a ter em conta. Grande parte do sucesso de uma peça feita em titânio está na escolha da barbotina para a carapaça cerâmica. A escolha da granulometria, o factor de forma e a reactividade do titânio (dado este reagir com muitos compostos quando a elevada temperatura), são de extrema importância para a obtenção de peças sãs.

Desde os seus primeiros desenvolvimentos nos finais da década de 40, início de 50, o processo de fundição de precisão por cera perdida de ligas de elevado ponto de fusão e elevada reactividade tem gozado de um crescimento em mercados como o aeroespacial, médico, joalharia, entre outros. No entanto, a elevada reactividade destas ligas, nomeadamente as ligas de titânio, acarreta inúmeros problemas de compatibilidade com os materiais tradicionais utilizados no fabrico de carapaças cerâmicas para vazamento de aço inoxidável ou de ligas leves.

A frágil camada superficial obtida na interface titânio / moldação cerâmica, resulta da reacção do metal com a moldação e com o meio, a qual reduz significativamente as propriedades mecânicas das peças fundidas inutilizando-as.

Para a obtenção de fundidos de qualidade torna-se necessário corresponder a determinados requisitos de fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas, entre eles:

- Os materiais deverão 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 deverá ser feita o mais rapidamente possível;
- Os materiais deverão ser quimicamente inertes perante a liga metálica de forma a não afectar a qualidade da peça fundida;
- Economicamente viável de aplicar em processo industrial

A necessidade de obter carapaças (moldações e cadinhos) cerâmicas quimicamente estáveis e com elevada refractariedade, traz um desafio adicional ao fabrico destas, que consiste no facto das barbotinas feitas com materiais com estas características serem extremamente instáveis, apresentando uma durabilidade demasiado curta.

#### 2.2.4.1 Interação metal/moldação

Na fundição de ligas altamente reactivas, nomeadamente a Ti6Al4V, as interações que se dão entre o metal fundido e o material da moldação, podem dar origem a defeitos, nomeadamente diferenças de microestrutura e de composição entre o centro da peça fundida e a periferia.

Esta heterogeneidade microestrutural e de composição pode resultar também num aumento da susceptibilidade à ocorrência de corrosão ou mesmo diminuição da biocompatibilidade da liga.

Em qualquer processo de fundição, a selecção das matérias-primas correctas, é de extrema importância para a obtenção de uma peça fundida de qualidade superior. No caso da 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 (Figura 7).

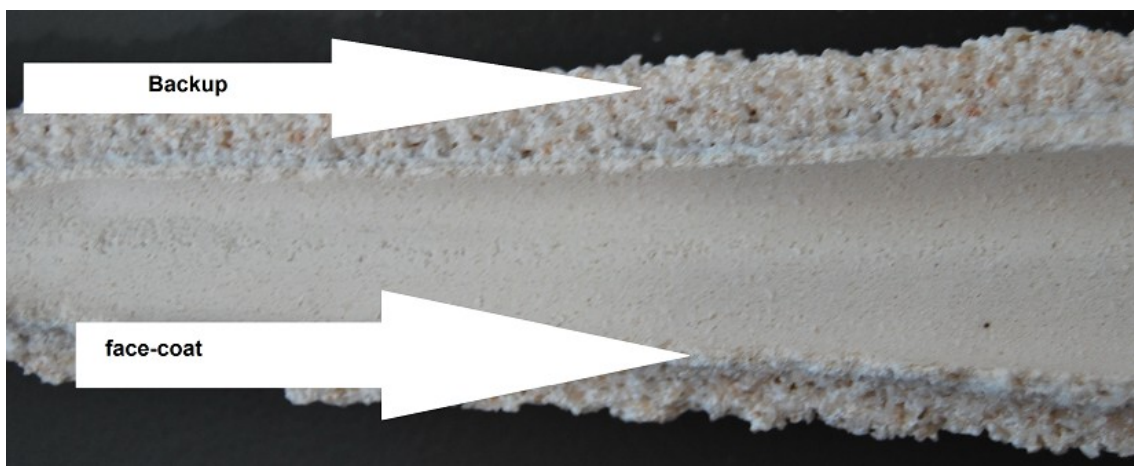


Figura 7 - Backup e face-coat das barbotinas

Os critérios de selecção de materiais cerâmicos para fabrico dos cadinhos e carapaças cerâmicas, baseiam-se essencialmente na comparação de diversas características que determinados materiais possuem, nomeadamente:

- Energia livre de formação - quanto mais negativa esta for maior será a estabilidade do óxido. Uma excelente forma de seleccionar possíveis materiais a

utilizar é analisando os diagramas de Ellingham, que indicam a variação da energia livre em função da temperatura. Para verificar a compatibilidade entre um óxido e um elemento, devemos 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.

- Temperatura de Fusão / amolecimento - uma das principais propriedades a se ter em conta num processo de selecção deste tipo. A temperatura de amolecimento corresponde aproximadamente a  $\frac{3}{4}$  da temperatura de fusão do material cerâmico, e estabelece um limite acima do qual ocorrem diversos mecanismos que podem ser nefastos para a integridade do componente refractário, nomeadamente, deformações permanentes, ruptura após aplicação de baixas solicitações, etc. Existem ainda propriedades que são afectadas quando se ultrapassa a temperatura de amolecimento, nomeadamente a condutividade térmica e o calor específico.
- Propriedades Térmicas - Existem duas importantes propriedades térmicas na selecção de materiais para fabrico de cadinhos e carapaças cerâmicas: o coeficiente de expansão térmica e a condutibilidade térmica. 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*.
- 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, a higroscopicidade<sup>1</sup> e o seu elevado custo.

Em ANEXO G: Refractários e Ligantes pode-se ver mais informação alusiva aos refractários e ligantes utilizados

---

<sup>1</sup> Propriedade que certos materiais possuem de absorver água. Quando este valor é elevado, o material começa-se a dissolver na própria água absorvida.

### 2.2.5 Forma alfa e beta do Titânio

As ligas de titânio são classificadas de acordo com a quantidade de fase alfa e beta retida na estrutura à temperatura ambiente. As classificações incluem o titânio comercialmente puro, alfa, near-alfa, beta-alfa e beta metaestável. O titânio comercialmente puro e as ligas alfa têm praticamente toda a microestrutura alfa. As ligas Beta são maioritariamente microestruturas beta após o arrefecimento a ar da solução de tratamento de temperatura acima da transição beta. Ligas alfa-beta contêm uma mistura de fases alfa e beta na temperatura ambiente. [24]

O titânio existe sob duas formas cristalinas. À temperatura ambiente, o titânio comercialmente puro tem uma estrutura hexagonal compacta referenciada como fase alfa ( $\alpha$ ). A 883°C, esta estrutura transforma-se numa estrutura cúbica de corpo centrado, conhecida no titânio como fase beta ( $\beta$ ). A manipulação desta cristalografia é conseguida através de adição de elementos de liga, do que resulta uma imensidade de ligas de titânio. [25]

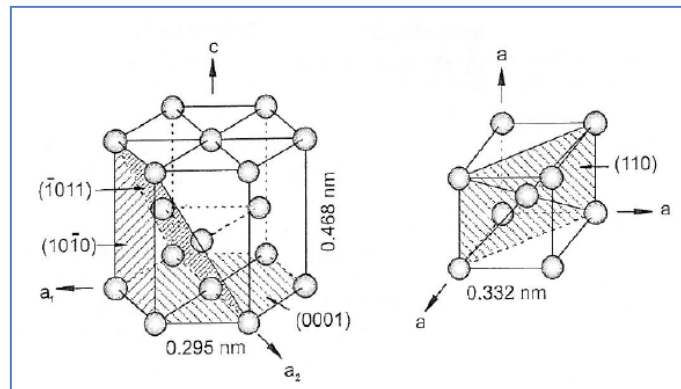


Figura 8 - Estrutura cristalina do titânio. Hexagonal compacta (HC) relativa à fase  $\alpha$  (esquerda) e cúbica de corpo centrado (ccc) relativa à fase  $\beta$  (direita) [1]

Aquando da adição de elementos de liga ao titânio puro, estes tendem a mudar a temperatura em que ocorre a transformação de fase e da quantidade de cada fase presente. As adições tendem a estabilizar a fase alfa a altas temperaturas ou a fase beta a baixas temperaturas. Os estabilizadores alfa mais importantes são o alumínio, o oxigénio, o azoto, o carbono e o estanho. Estabilizadores beta incluem o molibdénio, vanádio, crómio, nióbio, metais nobres e ferro. [1]

Existem quatro classes básicas de materiais à base de titânio, cada um favorecendo características específicas. A maioria das ligas alfa-beta e beta podem fornecer uma infinidade de combinações de ductilidade e de força através de ajustes no tratamento térmico e, ou composição. Com esta vasta seleção de ligas de titânio disponíveis, a escolha ideal para um determinado ambiente é quase sempre possível. [1]

- **Titânio comercialmente puro**

As ligas de titânio comercialmente puro são usadas principalmente para se obter resistência à corrosão. São úteis em aplicações que requerem alta ductilidade, mas relativamente baixa resistência em serviço. As tensões de cedência variam entre 170 a 520 MPa. Basicamente, o conteúdo de oxigênio e ferro determina os níveis de resistência do titânio comercialmente puro. Em graus mais elevados de força, o oxigênio e o ferro são adicionados intencionalmente, para a quantidade residual já na esponja (para fornecer a força extra. [24]

- **Ligas Alfa e ligas near-alfa**

As ligas Alfa e near-alfa contêm alumínio como o principal elemento de liga. O alumínio confere um reforço em solução sólida, resistência à oxidação e reduz a densidade. Outras adições incluem elementos neutros como estanho e zircônio, juntamente com pequenas quantidades de estabilizadores beta. Ligas alfa e ligas near-alfa são um pouco menos resistentes à corrosão, mas superiores em força relativamente ao titânio puro. Estas desenvolvem forças moderadas e tem boa tenacidade ao entalhe. [24]

- **Ligas alfa-beta**

As ligas alfa-beta contêm as fases alfa e beta. Novamente, o alumínio é o principal estabilizador alfa que fortalece a fase alfa. Estabilizadores Beta, tais como o vanádio, também proporcionam o fortalecimento e permitem que estes sejam endurecidos pelo tratamento de calor e envelhecimento. Ligas alfa-beta têm uma boa combinação de propriedades mecânicas e podem ser usadas em temperaturas até cerca de 320 a 400 ° C (600 a 750 ° F). As ligas alfa-beta incluem Ti6Al4V, que é um dos componentes principais da indústria aeroespacial. [24]

- **Ligas beta**

As ligas beta são ricas em estabilizadores beta e pobres em estabilizadores alfa. As ligas beta são metaestáveis, e a precipitação da fase alfa em beta metaestável é um método utilizado para reforçar as ligas. As ligas Beta contêm pequenas quantidades de elementos alfa estabilizadores como agentes de reforço. Como classe, ligas beta e ligas near-beta oferecem maior resistência à fratura que as ligas alfa-beta. As ligas Beta também apresentam melhores características de conformação e moldação à temperatura ambiente do que as ligas alfa-beta. [24]

Tabela 18 - Três maiores tipos de matérias de ligação do titânio e a sua influencia e efeitos [26]

Type/material property	$\alpha$ and near $\alpha$	$\alpha + \beta$	$\beta$ and near $\beta$
$\alpha$ -Stabilizing elements	Al, Sn, Ga, Zr, C, O, N		
$\beta$ -Stabilizing elements			V, Mo, Nb, Ta, Cr
Typical materials	Commercially pure Ti Ti-5Al-2.5Sn Ti-5Al-6Sn-2Zr-1Mo Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo Ti-8Al-1Mo-1V	Ti-5Al-2.5Fe Ti-5Al-2Mo-2Fe Ti-5Al-3Mo-4Zr Ti-5Al-2.5Fe Ti-6Al-7Nb Ti-6Al-4V Ti-6Al-6V-2Sn Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo	Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr Ti-4.5Al-3V-2Mo-2Fe Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr Ti-6Al-6Fe-3Al Ti-10V-2Fe-3Al Ti-13V-11Cr-3Al Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn Ti-35V-15Cr Ti-8Mo-8V-2Fe-3Sn Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn Ti-30Mo, Ti-40Mo Ti-13Nb-13Zr Ti-25Pd-5Cr Ti-20Cr-0.2Sn Ti-30Ta
$\beta$ -Transus temperature	Higher	←-----→	Lower
Specific density	Lower	-----→	Higher
Room temperature strength		-----→	
Room temperature toughness		-----→	
Modulus of elasticity		←-----	
Machinability		←-----	
Age hardenability		-----→	
Heat resistance		←-----	
Weldability		←-----	
High-temperature strength		←-----	
Heat-treatability		-----→	
Plastic formability		-----→	
Strain-rate sensitivity		-----→	
Superplastic formability		-----→	
Creep resistance		←-----	

Na Tabela 18 pode-se ver de forma mais simples, as características das ligas  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\alpha+\beta$ . No nosso trabalho a liga utilizada é a liga Ti6Al4V que se encontra precisamente no meio. Para termo de comparação na Tabela 18 - Três maiores tipos de matérias de ligação do titânio e a sua influencia e efeitos, pode-se ver algumas propriedades mecânicas do Ticp e das ligas, separadas pelo tipo de estrutura  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\alpha+\beta$ .

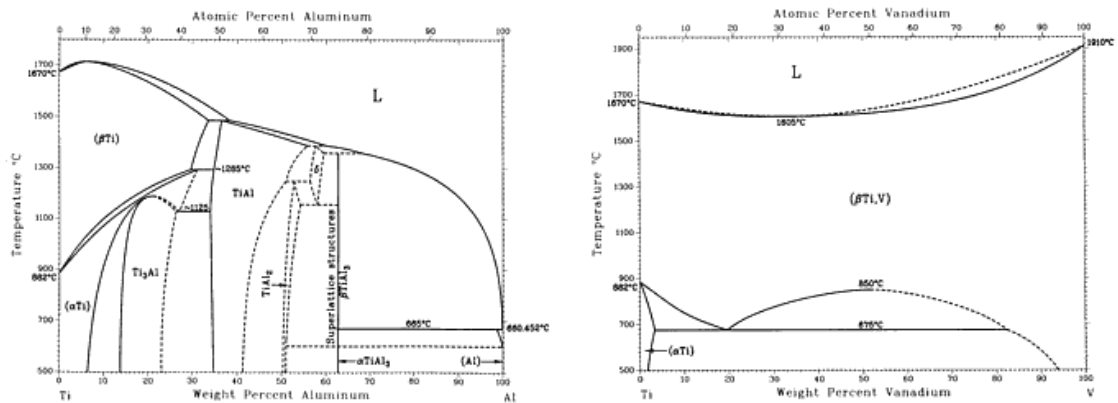


Gráfico 16- Diagrama de equilíbrio das ligas de Titânio [25]

O diagrama de fases apresentado no Gráfico 16 são dominadas pelo facto de haver duas formas alotrópicas de Titânio sólido: na fase hexagonal compacta,  $\alpha$ , o Ti é estável a temperatura ambiente até 882°C, na fase cúbico de corpo centrado,  $\beta$ , o Ti é estável desde 882°C até à temperatura de fusão. A adição de Alumínio aumenta a fase  $\alpha$ , e a adição de Vanádio aumenta a fase  $\beta$ . [25]

## 2.2.6 Propriedades Químicas

### 2.2.6.1 Corrosão e Oxidação

As ligas de titânio apresentam excelente resistência à corrosão, devido à formação espontânea de um filme de óxido (filme auto passivante), estável, não poroso e muito aderente, nas camadas superficiais do Titânio. Este filme forma-se devido à elevada reactividade do Titânio com o oxigénio bastando portanto a sua exposição ao ar. Como resultado obtemos um material mais resistente à corrosão do que o próprio aço inoxidável, tornando-o ideal para a maior parte dos ambientes industriais e para o uso em ambientes marinhos. [22]

A camada protectora de óxido quando danificada é novamente reposta desde que exista presença de oxigénio ou água no ambiente em que se encontra, esta é formada por  $\text{TiO}_2$  e apresenta espessura de cerca 10nm ( $10^{-6}$ mm). Em ambientes redutores ou extremamente oxidantes este efeito de protecção desaparece expondo o Ti e promovendo a sua degradação. [22] O Ti puro apresenta a maior resistência à corrosão e de uma forma geral não apresenta alterações nas suas propriedades após a maquinagem ou soldadura. [22]

Quando determinados materiais são testados a temperatura elevada, podem formar-se filmes de óxidos bastante finos, que podem reduzir significativamente a reflectividade. Por exemplo, as superfícies da liga Ti6Al4V oxidam rapidamente, formando películas muito finas de óxidos na gama de temperaturas compreendidas entre os 315°C e os 650°C. Este filme é quase imperceptível mas com o aumento do tempo e temperatura tende a ficar mais fino e escuro, adquirindo uma tonalidade amarelada por volta dos 370°C e azulada a cerca de 480°C. Temperaturas suficientemente altas para provocar oxidação podem ser alcançadas mesmo sob vácuo de pelo menos 0.07 mbar. Essa camada de óxido reduz a reflectividade da superfície de titânio, provocando a dificuldade de obter um bom sinal interferométrico<sup>2</sup>.

---

<sup>2</sup> Sobreposição de duas ou mais [ondas](#) (de entrada), que cria uma nova e diferente que pode ser usada para explorar as diferenças entre as ondas de entrada, como exemplo densidades ou porosidades.

## Ambientes corrosivos onde o Óxido de Titânio prova ser resistente

- ❖ Cloretos e fluoretos
  - Totalmente resistente a maior parte dos cloretos e seus compostos
  - Totalmente resistente a soluções de cloretos, hipocloritos, percloratos e dióxido de cloro
  - Resistente a gás bromo e é resistente ao iodo e seus compostos como o é com o cloro
- ❖ Água
  - Imune à corrosão natural e também a águas poluídas
  - Imune à corrosão microbiana (MIC)
- ❖ Ácidos oxidantes minerais
  - Altamente resistente ao ácido nítrico, óxido de cromo, óxido de percloratos e ácido hipocloritos
- ❖ Gases
  - Resistente ao ácido dióxido sulfúrico, amônio, dióxido de carbono, monóxido de carbono, hidrogênio sulfúrico e nitrogênio.
- ❖ Soluções de Sais Inorgânicos
  - Altamente resistente a cloretos de sódio, potássio, magnésio, cálcio, cobre, ferro, amônia, manganês e níquel.
  - Altamente resistente a sais de brometo
  - Altamente resistente a sulfúricos, sulfatos, carbonetos, nitratos, cloratos e hipoclorito
- ❖ Ácidos orgânicos
  - Geralmente altamente resistente ao ácido acético, tereftálico, adípico, cítrico, fórmico, láctico, tartárico e ácido tanino.
- ❖ Químicos Orgânicos
  - Resistente à corrosão no processo orgânico de fluxo de álcool, ésteres, hidrocarbonetos com ar ou mistura.
- ❖ Alcaline
  - Baixa taxa de corrosão com hidróxidos de sódio, potássio, cálcio, magnésio e amônia.

[1]

## **2.2.7 Propriedades Mecânicas**

### *2.2.7.1 Resistência*

Os valores da tensão de cedência para as ligas de titânio variam entre os 800 e os 1200 MPa, sendo as ligas de fase  $\beta$  metaestável as que apresentam valores superiores.

A resistência mecânica é das mais elevadas e pode ascender até 1800MPa para as ligas “Super Alfa 2”, ligas que apresentam compostos inter-metálicos de  $Ti_3Al$ .

É possível ultrapassar estes valores e atingir cerca de 2000 MPa de resistência à tracção (na direcção da fibra) utilizando a técnica de produção de compósitos. Por exemplo, misturando  $Ti6Al4V$  com fibras SiC (carboneto de silício).

### *2.2.7.2 Rigidez*

Esta propriedade é avaliada pela grandeza Módulo de Young e esta varia com a organização da malha cristalina e as ligações atômicas envolvidas.

A forma mais comum de elevar o valor do Módulo de Young é adicionar Alumínio à liga. Os processos de obtenção das peças também podem condicionar a rigidez da peça, ou seja, os valores da mesma peça obtida por maquinagem e por fusão podem variar.

De um modo geral os valores de rigidez diminuem com o aumento da temperatura, notando-se mais este efeito nas ligas dotadas da ausência de fase  $\alpha$ . O Módulo de Young é menor nas ligas de fase  $\beta$ .

### *2.2.7.3 Deformação plástica*

Existem dois mecanismos de deformação plástica característicos das ligas de titânio, estes são:

- Deformação por escorregamento de planos atômicos, resultante das tensões de corte aplicadas. Estas tensões provocam o deslizamento, segundo planos de escorregamento (planos basais), dos átomos da rede cristalina.
- Maclagem, uma parte da rede atômica deforma-se originando a sua transformação à imagem, num espelho plano, da parte não deformada da rede que lhe fica adjacente. O plano cristalográfico que separa as regiões deformadas e não deformadas é denominado de plano de macla. Os átomos movem-se segundo distâncias que são proporcionais às respectivas distâncias ao plano de macla.

O primeiro processo é característico de todos os metais enquanto que o segundo é característico da estrutura em HC.

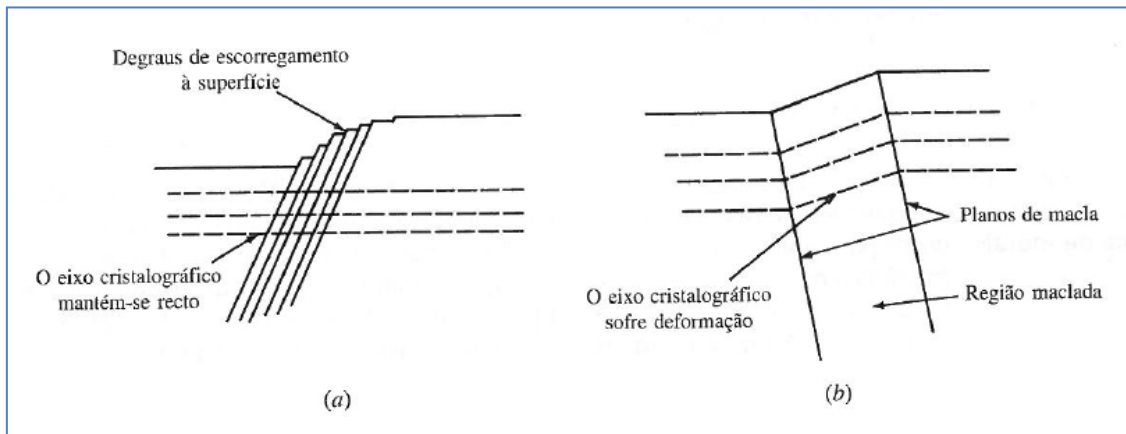


Figura 9 - Esquema da superfície de um material metálico deformado por escorregamento (a) e por maclagem (b) [10]

A deformação por maclagem é característica das ligas de fase  $\alpha$ , logo o titânio puro apresenta esta deformação. O fenómeno de maclagem deixa de existir com a presença de fase  $\beta$ , devido ao elevado teor de solutos e precipitados de AT.

A ductilidade aumenta segundo a organização da estrutura cristalina. Este facto está directamente ligado ao número de sistemas de deslizamentos que cada tipo de malha apresenta. Desta forma a HC apresenta três sistemas enquanto no caso da CCC apresenta oito. Podemos concluir que a organização em CCC é mais dúctil.

O Gráfico 17 em baixo mostra a comparação da deformação de diferentes materiais em função do estado de tensão induzido em carregamento dinâmico de cerca de  $200s^{-1}$  para a liga Ti6Al4V e quatro ligas pesadas de tungsténio com diferentes tratamentos térmicos e condições de estampagem. O estado da deformação momentos antes da falha é indicado pelos símbolos na figura. Os símbolos abertos representam uma distribuição quase uniforme na amostra sem concentração de tensões ou fendas adicionais. Os diamantes com uma cruz no interior representam a primeira ocorrência de uma fissura na amostra, tais como fissuras relativas à tracção. Os símbolos sólidos indicam a distribuição não uniforme de tensões onde ocorre a fractura. O tamanho foi de 6mm de diâmetro e 6mm de altura.

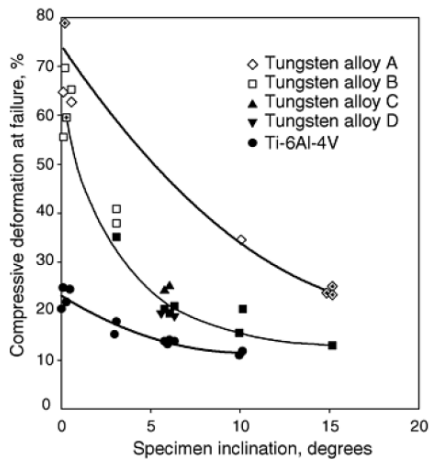


Gráfico 17 - Deformação compressiva versus o rácio da tensão de corte biaxial para a liga de Titânio Ti6Al4V e várias ligas de tungsténio. Símbolos abertos: deformação uniforme sem fendas e sem falhas; símbolos com uma cruz no interior: falhas devido a tensão de cedência e falhas devido à tensão de corte (não concentradas); símbolos sólidos: falha de corte adiabática. [24]

## 2.2.8 Ticp

Tabela 19 propriedades cpTi [4]

<b>Titanium, commercial purity, Grade 2</b>				
<b>General properties</b>				
Density		4.51e3	-	4.52e3 kg/m <sup>3</sup>
Price		24.5	-	27 EUR/kg
<b>Composition overview</b>				
Composition (summary)				
Commercially Pure Ti (99.4% Ti)				
Base		Ti (Titanium)		
Composition detail				
Ti (titanium)		99.4		%
Other		0	-	0.4 %
<b>Mechanical properties</b>				
Young's modulus		100	-	105 GPa
Flexural modulus	*	100	-	105 GPa
Shear modulus		36	-	39 GPa
Bulk modulus		111	-	135 GPa
Poisson's ratio		0.35	-	0.37
Shape factor		29		
Yield strength (elastic limit)		276	-	360 MPa
Tensile strength		345	-	490 MPa
Compressive strength		170	-	210 MPa
Flexural strength (modulus of rupture)		170	-	210 MPa
Elongation		20		% strain
Hardness - Vickers		155	-	165 HV
Hardness - Brinell		190	-	210 MPa
Fatigue strength at 10 <sup>7</sup> cycles	*	245	-	296 MPa
Fatigue strength model (stress range)	*	123	-	204 MPa
Parameters: Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7				
Fracture toughness		55	-	60 MPa.m <sup>0.5</sup>
Mechanical loss coefficient (tan delta)	*	0.002	-	0.003
<b>Thermal properties</b>				
Melting point		1.67e3		°C
Maximum service temperature	*	300	-	330 °C
Minimum service temperature		-273		°C
Thermal conductivity		16.3	-	18 W/m.°C
Specific heat capacity		539	-	541 J/kg.°C
Thermal expansion coefficient		8.5	-	9.3 µstrain/°C
Latent heat of fusion		360	-	370 kJ/kg
<b>Electrical properties</b>				
Electrical resistivity		55	-	57.5 µohm.cm
<b>Optical properties</b>				
Transparency		Opaque		
Durability: flammability		Non-flammable		
<b>Durability: fluids and sunlight</b>				
Water (fresh)		Excellent		
Water (salt)		Excellent		
Weak acids		Excellent		
Strong acids		Acceptable		
Weak alkalis		Excellent		
Strong alkalis		Acceptable		
Organic solvents		Excellent		
UV radiation (sunlight)		Excellent		
Oxidation at 500C		Acceptable		
<b>Primary material production: energy, CO2 and water</b>				
Embodied energy, primary production	*	627	-	693 MJ/kg
CO2 footprint, primary production	*	39.5	-	43.6 kg/kg
Water usage		500	-	1.5e3 l/kg
<b>Material processing: energy</b>				
Casting energy	*	4.9	-	5.41 MJ/kg
Forging, rolling energy	*	2.76	-	3.05 MJ/kg
Metal powder forming energy	*	45.6	-	50.4 MJ/kg
Vaporization energy	*	29.9	-	33.1 MJ/kg
Conventional machining energy (per unit wt removed)	*	7.75	-	8.57 MJ/kg
Non-conventional machining energy (per unit wt removed)	*	56.1	-	62.1 MJ/kg
<b>Material processing: CO2 footprint</b>				
Casting CO2	*	0.294	-	0.325 kg/kg
Forging, rolling CO2	*	0.221	-	0.244 kg/kg
Metal powder forming CO2	*	3.65	-	4.03 kg/kg
Vaporization CO2	*	2.39	-	2.65 kg/kg
Conventional machining CO2 (per unit wt removed)	*	0.62	-	0.686 kg/kg
Non-conventional machining CO2 (per unit wt removed)	*	4.49	-	4.97 kg/kg
<b>Material recycling: energy, CO2 and recycle fraction</b>				
Recycle		True		
Embodied energy, recycling	*	238	-	263 MJ/kg
CO2 footprint, recycling	*	15	-	16.6 kg/kg
Recycle fraction in current supply		21.8	-	24.1 %
Downcycle		True		
Combust for energy recovery		False		
Landfill		True		
Biodegrade		False		
A renewable resource?		False		

## 2.2.9 Ti6Al4V

Tabela 20 propriedades Ti6Al4V [4]

<b>Titanium, alpha-beta alloy, Ti-6Al-4V, annealed, generic</b>				
<b>General properties</b>				
Designation				
Ti-6Al-4V				
Density	4.41e3	-	4.45e3	kg/m <sup>3</sup>
Price	46.5	-	51.2	EUR/kg
<b>Composition overview</b>				
Composition (summary)				
Ti/6Al/4V				
Base	Ti (Titanium)			
Composition detail				
Al (aluminum)	6			%
Ti (titanium)	90			%
V (vanadium)	4			%
<b>Mechanical properties</b>				
Young's modulus	110	-	119	GPa
Flexural modulus	*	110	-	119 GPa
Shear modulus	40	-	45	GPa
Bulk modulus	96.8	-	153	GPa
Poisson's ratio	0.31	-	0.37	
Shape factor	13			
Yield strength (elastic limit)	786	-	910	MPa
Tensile strength	862	-	1.2e3	MPa
Compressive strength	848	-	1.08e3	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	786	-	1.08e3	MPa
Elongation	10	-	14	% strain
Hardness - Vickers	337	-	373	HV
Hardness - Brinell	323	-	357	MPa
Fatigue strength at 10 <sup>7</sup> cycles	*	529	-	566 MPa
Fatigue strength model (stress range)	*	274	-	443 MPa
Parameters: Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7				
Fracture toughness	84	-	107	MPa.m <sup>0.5</sup>
Mechanical loss coefficient (tan delta)	*	0.001	-	0.002
<b>Thermal properties</b>				
Melting point	1.61e3	-	1.66e3	°C
Maximum service temperature	350	-	420	°C
Minimum service temperature	-273			°C
Thermal conductivity	7.1	-	7.3	W/m.°C
Specific heat capacity	528	-	548	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	8.7	-	9.1	µstrain/°C
Latent heat of fusion	360	-	370	kJ/kg
Electrical properties				
Electrical resistivity	168	-	170	µohm.cm
<b>Optical properties</b>				
Transparency	Opaque			
Durability: flammability				
Flammability	Non-flammable			
<b>Durability: fluids and sunlight</b>				
Water (fresh)	Excellent			
Water (salt)	Excellent			
Weak acids	Excellent			
Strong acids	Acceptable			
Weak alkalis	Excellent			
Strong alkalis	Acceptable			
Organic solvents	Excellent			
UV radiation (sunlight)	Excellent			
Oxidation at 500C	Acceptable			
<b>Primary material production: energy, CO2 and water</b>				
Embodied energy, primary production	630	-	697	MJ/kg
CO2 footprint, primary production	38.8	-	42.9	kg/kg
Water usage	470	-	1.41e3	l/kg
<b>Material processing: energy</b>				
Casting energy	*	4.89	-	5.4 MJ/kg
Forging, rolling energy	*	4.71	-	5.21 MJ/kg
Metal powder forming energy	*	45.6	-	50.4 MJ/kg
Vaporization energy	*	29.9	-	33.1 MJ/kg
Conventional machining energy (per unit wt removed)	*	7.9	-	8.73 MJ/kg
Non-conventional machining energy (per unit wt removed)	*	56.1	-	62.1 MJ/kg
<b>Material processing: CO2 footprint</b>				
Casting CO2	*	0.293	-	0.324 kg/kg
Forging, rolling CO2	*	0.377	-	0.417 kg/kg
Metal powder forming CO2	*	3.65	-	4.03 kg/kg
Vaporization CO2	*	2.39	-	2.65 kg/kg
Conventional machining CO2 (per unit wt removed)	*	0.632	-	0.698 kg/kg
Non-conventional machining CO2 (per unit wt removed)	*	4.49	-	4.97 kg/kg
<b>Material recycling: energy, CO2 and recycle fraction</b>				
Recycle	True			
Embodied energy, recycling	245	-	271	MJ/kg
CO2 footprint, recycling	*	14.7	-	16.3 kg/kg
Recycle fraction in current supply	20.9	-	23.1	%
Downcycle	True			
Combust for energy recovery	False			

### 2.2.10 Metalografia e Microestrutura

Como visto anteriormente as ligas de Titânio são classificadas de ligas  $\alpha$ ,  $\alpha+\beta$  e  $\beta$ . [25]

Neste tipo de ligas existem vários tipos de microestruturas, estas podem ser lamelares, equiaxiais e bimodais (ou duplex). Os parâmetros a considerar são o tamanho de grão da fase  $\beta$ , tamanho da base  $\alpha$  e lamelas  $\beta$ , tamanho das lamelas  $\alpha$  em estrutura lamelar, no caso duplex é necessário ter em conta o tamanho de grão e a fracção volúmica da fase primária  $\alpha$ . [22]

Como se pode ver na Figura 8, as ligas  $\beta$  apresentam estrutura cristalográfica CCC e geralmente propriedades isotrópicas. Por outro lado as ligas  $\alpha$  e  $\alpha+\beta$  podem apresentar propriedades bastante anisotrópicas devido à sua estrutura HC. Desta forma a resistência à fadiga apresenta-se comprometida pela direcção das tensões aplicadas na rede cristalográfica. [22]

Para melhorar a resistência à fadiga das ligas de Ti é possível realizar tratamentos mecânicos e térmicos às peças em questão. A nível de tratamentos mecânicos podemos enunciar: granalhagem, polimento superficial e deformação a frio. Na maior parte dos casos as principais alterações na superfície residem na rugosidade, tensões residuais e densidade superficial. Dado que nas superfícies ditas macias é característico o aparecimento de fendas e só após um certo número de ciclos é que estas se propagam, o endurecimento desta mesma superfície pode provocar a rotura sem que exista fase de iniciação de fendas. Este efeito súbito pode ser explicado pela redução de ductilidade na zona superficial. As tensões residuais não são propriamente nefastas para os efeitos de fadiga, pois estas permitem reter o aparecimento de fendas, mas apenas se estas tensões forem compressivas [22]

Tabela 21 - Efeito das propriedades superficiais no comportamento das fendas [22]

Propriedade Superficial	Iniciação de Fendas	Propagação de Fendas
Rugosidade	Aceleração	Não tem influência
Deformação a frio	Retardamento	Aceleração
Tensões residuais	Pouca influência	Retardamento

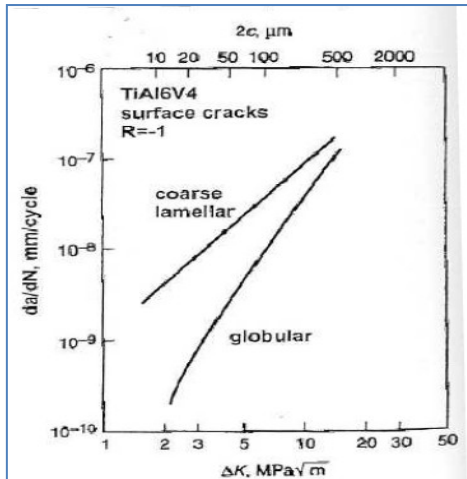


Gráfico 18 - Propagação de fendas por fadiga a nível superficial com diferentes microestruturas [24]

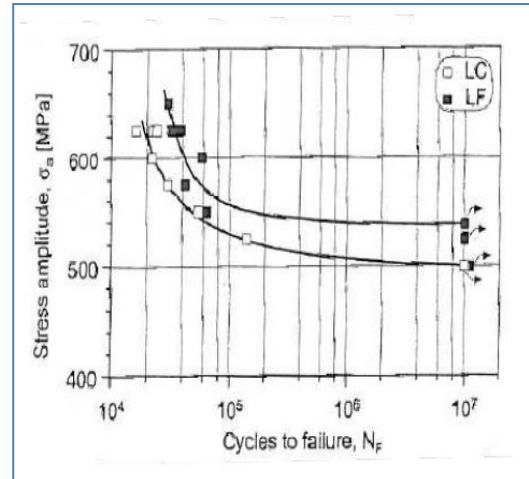


Gráfico 19 - Comportamento do metal para altos ciclos de fadiga com microestrutura lamelar. LC – lamelas grosseiras, LF – lamelas finas [24]

A microestrutura existente na bibliografia pode ser vista na Figura 10. Esta microestrutura “teórica” vai ser comparada com a microestrutura da barra de titânio recebido e também com as peças obtidas depois do vazamento que se poderá ler no capítulo 3.1.13.

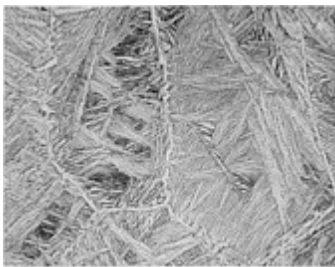


Figura 10 - Ti6Al4V, como fundido. A estrutura consiste em  $\beta$  transformado contendo acicular  $\alpha$ . A fase  $\alpha$  está maioritariamente no limite de grão da fase  $\beta$ . Reagente Keller's a 100× [24]

### 2.2.11 Formação de $\alpha$ -case

O titânio e as suas ligas dissolvem intersticialmente uma grande quantidade de impurezas tais como, oxigénio e azoto, que degradam as propriedades mecânicas e físicas das ligas.

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.

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

- Material da moldação
- Tempo de contacto entre o metal e a moldação a elevadas temperaturas

A temperatura inferior 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 da moldação
- Temperatura da liga no momento do vazamento
- Temperatura de pré-aquecimento 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 que poderá ser visto mais à frente na parte das microdurezas. O perfil de microdurezas de um fundido com  $\alpha$ -case apresenta normalmente uma curva característica de microdureza/distância da superfície do tipo da apresentada na Gráfico 20 - Variação da microdureza em função da distância à superfície de um fundido com  $\alpha$ -

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

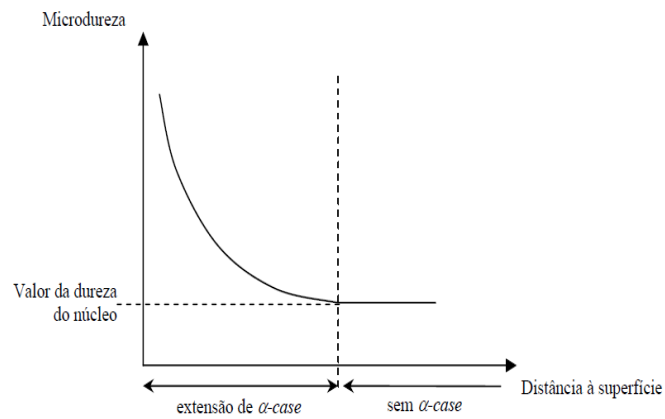


Gráfico 20 - Variação da microdureza em função da distância à superfície de um fundido com  $\alpha$ -case [10]

## 2.2.12 Fornecedores de titânio e ligas

### 2.2.12.1 Consumo de titânio

O consumo de titânio tem vindo a aumentar muito pois apresenta uma combinação única de força, peso leve, resistência à corrosão e propriedades para a metalurgia, o titânio é usado em centenas de diversas aplicações aeroespaciais, industriais e aplicações emergentes, onde nenhum outro metal é tão seguro ou económico.

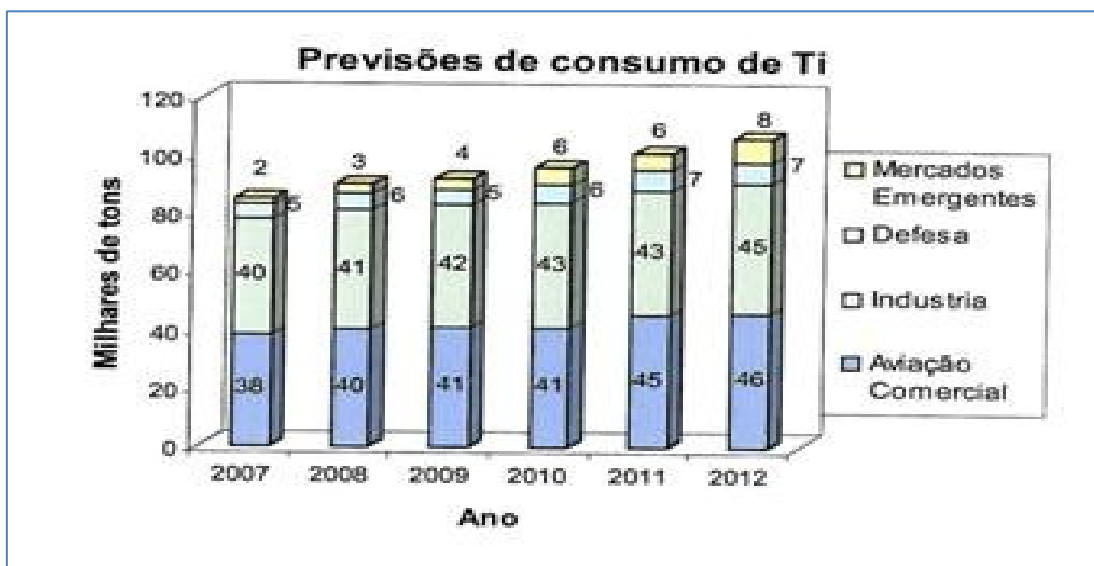


Gráfico 21 - Previsões consumo de Titânio [27]

No Gráfico 21 pode-se ver que só a aviação comercial é responsável por consumir quase 50% de todo o titânio. O número total de toneladas consumidas apresenta um crescimento notável de aproximadamente 20% em 5 anos. De todo este consumo de titânio, o Ticip e a liga Ti6Al4V são responsáveis por 75% desse volume de consumo.

Fornecedores

#### TIMET

A Timet é a maior fornecedora mundial de produtos de alta qualidade de titânio. Com sua Além da fabricação, integra também actividades de pesquisa, vendas e distribuição. [28]

#### TITANIUM TECHNIQUES 2001 LTD

TITANIUM TECHNIQUES 2001 LTD é líder no Reino Unido como fabricante de titânio. Apresenta-se como uma grande empresa com recursos humanos qualificados e cientificamente preparados assim como equipamentos e recursos necessários para

corresponder às mais diversas solicitações do mercado actual no desenvolvimento de novos produtos. [29]

#### Goodfellow

A Goodfellow fornece uma ampla gama de metais e ligas, cerâmicas, polímeros e compósitos para mercados industriais e pesquisa. Dispõem de uma ampla variedade de formas, incluindo discos, chapas, folhas, películas, granulados, pó, barras, fios e tubos. Oferecem também, resposta individualizada a pedidos singulares e específicos. [30]

#### Fiko

A Fiko é uma fábrica industrial, de titânio, em Kiev, na Ucrânia, que faz uma grande variedade de produtos; barras, laminados, tubos, chapas, placas e fio. [31]

#### Hempel \*\*\*\*\* (tem outras ligas para medicina além do ti6al4v)

A Hempel Especial Metais tem um dos maiores centros de stock da Europa de Titanium (classe 1, 2, 5, 7) e ligas de níquel, (incluindo 59 ligas, 1925HMo, 31, 400, 825, 625, C276 e C4); os aços inoxidáveis, aços duplex e outros produtos especializados (por exemplo, Cronidur, P2000, tântalo e zircónio) fazem parte entregas e têm seis filiais e muitos agentes no mundo inteiro. Hempel fio produz fios e perfis em aço inoxidável e ligas de níquel. [32]

#### Titanium International Group

A Titanium International Group pertence ao grupo Sefa Holding que detêm outras duas companhias: SEFA Acciai Srl (armazenista e distribuidor de ferramentas de aço) e SEFA Acciai Lavorazioni Meccaniche (trabalho mecânico e serviços de corte). A Titanium International Group tem um acordo de distribuição como armazenista de material aeroespacial com o produtor ThyssenKrupp VDM GmbH, líder mundial de produção de titânio. [33]

## 2.3 Implantes

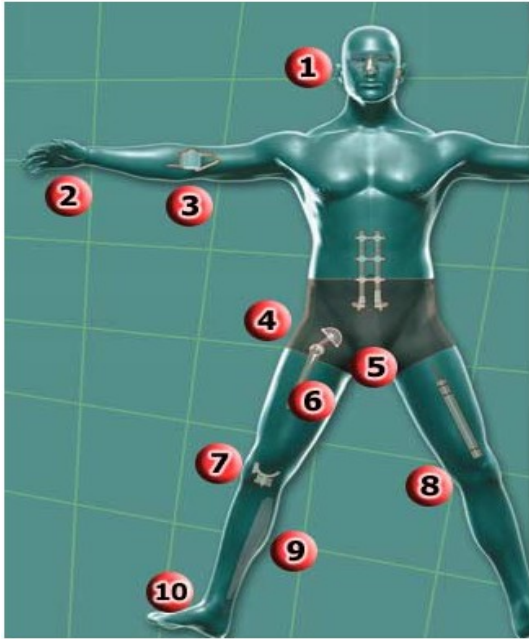
### **2.3.1 Implantes standard e Implantes à medida**

O implante ou prótese é um componente artificial que tem como finalidade substituir uma parte em falta no corpo: braços, pernas, osso, veias, válvulas do coração, olhos artificiais e dentes. A designação implante ou prótese, normalmente também engloba dispositivos que melhoram o funcionamento de uma dada parte do corpo. A especialidade médica que trata dos implantes é chamada de Implantologia. [34]

O osso é um órgão dinâmico, altamente vascularizado e com uma capacidade única de cicatrização e regeneração. A sua principal função é proporcionar um suporte estrutural para o corpo humano. Além disso, o esqueleto funciona também como um reservatório mineral, apoia a contracção muscular resultante da movimentação e protege os órgãos internos. Por isso, é lógico afirmar que grandes alterações na sua estrutura, devido a lesão ou doença podem alterar drasticamente o equilíbrio do corpo e a qualidade de vida. 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.

As origens dos implantes como ciência é atribuída ao sec. XVI pelo cirurgião *Ambroise Paré*. Mais tarde, os trabalhadores desenvolveram substituições da extremidade superior, incluindo as mãos de metal feita numa única peça, ou com partes móveis. A melhoria da concepção de próteses e a maior aceitação da sua utilização têm evoluído paralelamente com as grandes guerras. Novos materiais leves e de melhor propriedades mecânicas foram introduzidas após a Primeira Guerra Mundial e II.[34]

Membros e outras partes do organismo que já podem ser substituídos por materiais sintéticos ou orgânicos:



- 1) Nariz e Orelhas
- 2) Mãos
- 3) Braços
- 4) Pele
- 5) Genitais
- 6) Ossos
- 7) Juntas
- 8) Cartilagens, tendões, músculos e ligamentos
- 9) Pernas
- 10) Pés

Figura 11 - Implantes no corpo humano [8]

Um grande avanço na fabricação de próteses funcionais, foi dado durante a Segunda Guerra Mundial. A prótese de braço passou a ser feita de plástico, muitas vezes reforçada com fibras de vidro. [34]

O gancho de metal que abre e fecha fazendo pinça como dois dedos é o dispositivo mais usado e dos mais eficientes. Após a Segunda Guerra Mundial a mão APRL (do Exército dos EUA Laboratório protético de Pesquisa) foi desenvolvida. Trata-se de uma mão de metal mecânica coberta por uma luva de borracha de cor semelhante ao da restante da mão do paciente. Muitas tentativas têm sido feitas relativamente ao uso de energia eléctrica como fonte de controlo do gancho ou mão. Isso é feito principalmente através da montagem de eléctrodos no braço da prótese, que são activados por contracções musculares do próprio paciente. A corrente eléctrica gerada por estas contracções musculares é amplificada através de componentes eléctricos e baterias para controlar o dispositivo protético. Esse mecanismo é conhecido como um sistema de controlo mioeléctrico. [34]

Alguns tipos de prótese respondem a impulsos nervosos, tornando-se um substituto ideal, com a vantagem de poderem ser mais resistentes. As próteses podem também ser internas, para substituição de articulações ósseas. Geralmente são prescritas, fabricadas

e adaptadas por médicos, odontológicos, veterinários, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. Uma prótese substitui um membro ou uma parte do organismo (prótese de mão, prótese de membro inferior), enquanto um implante acrescenta volume ou função a algo que já existe. [9]

O método para a aplicação de implantes não segue uma fórmula matemática precisa, mas tem que seguir certos parâmetros na sua concepção como: [35]

- Identificação do problema
- Definição do problema
- Definir objectivos de design
- Procura de informação
- Desenvolvimento de um design racional
- Soluções alternativas
- Avaliação das alternativas
- Decisão e comunicação da solução [35]

Para ajudar a clarificar melhor estas ideias, algumas perguntas podem ser feitas como: Qual é o melhor sistema de implante? Qual é a melhor superfície para um implante? Qual é a superfície que melhor promove a interacção osso implante? Qual o melhor material para fazer o implante? Qual será a melhor forma para fazer o implante? [35]

Os implantes são pensados, escolhidos e colocados com a preocupação principal de melhorar a qualidade de vida do utente restituindo-lhe uma funcionalidade em tempos perdida, nunca esquecendo também o pormenor da qualidade estética e da aparência que acaba sempre por se tornar importante para a auto-estima do receptor do implante.

Um implante perfeito é aquele que substitui na perfeição a funcionalidade do osso ou órgão e restitui por completo a aparência física do paciente sem marcas nem sequelas. Isto é um desafio enorme para todos os técnicos e especialistas que projectam e operacionalizam um implante até atingir a satisfação total dos seus beneficiários.

### 2.3.1.1 *Próteses Standard*

Até à década de 90, a maneira mais usual de construção de implantes passava por duas escolhas simples. Um modelo que dentro dos tipos existentes de implante, era escolhido em função das dimensões mais ajustadas às necessidades físicas do paciente; ou então, para casos mais elaborados a escolha passava por um implante feito à medida. Para tal era necessário um modelador que criava um modelo feito num material moldável, que posteriormente era trabalhado para que pudesse ser realizado num material mais resistente. Neste caso a perfeição do implante estava completamente relacionada com a destreza do modelador, que poderia não ser o cirurgião. A falta de troca de conhecimentos e saberes entre os diferentes profissionais dificultava o atingir-se bons implantes.

Actualmente, e na maioria dos casos, o cirurgião efectua uma avaliação da lesão baseada em técnicas de imagiologia médica (tecnologias e processos usados para criar imagens do corpo humano para aplicações médicas) e procede à selecção do dispositivo que melhor se ajusta ao osso saudável. De um modo geral, grande 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 otimizar a acomodação da prótese é necessário remover algum osso saudável destruindo assim parte de um bem precioso. O facto de não ser feita à medida do paciente, obriga igualmente a intervenções cirúrgicas de revisão mais complexas e frequentes. Desta forma, 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.

### 2.3.1.2 *Próteses à medida do Paciente*

Hoje em dia, acompanhando a evolução da tecnologia, as técnicas para criar modelos de implantes também sofreram grandes alterações. Surgiram novas maneiras de produzir implantes com dimensões precisas e geometrias mais complexas. Através da tecnologia de engenharia inversa e o crescente desenvolvimento das tecnologias de imagens computadorizadas e software de modelação baseadas em imagens médicas obtidas a partir de TAC e RMN, entre outras, permite a construção de modelos de estruturas anatómicas

tridimensionais (CAD 3D) e criação de réplicas perfeitas da parte em falta através da cópia de um outro membro em boas condições ou mesmo através de uma base de dados globalizada. O objectivo desta tecnologia é retirar da equação a componente da destreza do modelador, tornando todos os modelos criados, copias perfeitas dos modelos naturais. Desta forma conseguem-se implantes mais perfeitos e mais compatíveis com o corpo humano.

Com base nestes modelos tridimensionais, avançadas técnicas de fabrico designadas por tecnologias de prototipagem rápida têm sido usadas para construir modelos físicos, que se abordam mais à frente neste capítulo.

Vantagens advindas deste tipo de fabrico de prótese à medida são:

- 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;
- Redução do número de revisões cirúrgicas.

### **2.3.2 Método de aquisição de imagem**

Como já referido anteriormente, a evolução nas técnicas de imagiologia médica como a tomografia axial computadorizada (TAC) ou a ressonância magnética nuclear (RMN), entre outras, tem facultado aos clínicos, os 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.

Com o intuito de padronizar a formatação destas imagens diagnósticas, foi criado o DICOM – *Digital Imaging Communications in Medicine*. O DICOM é um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica (nomeadamente imagens médicas) 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.

Tipicamente o procedimento usado nestes meios de diagnóstico, consiste em colocar o doente deitado numa banca que entra dentro de um canal com cerca de 70cm de diâmetro enquanto são tiradas as sucessivas imagens perpendiculares ao eixo da banca com espaçamentos previamente escolhidos para o nível de detalhe escolhido. Estas imagens transversais são tratadas para que o computador possa construir modelos tridimensionais das estruturas anatómicas em análise.

Através do uso de *softwares* adequados, como os da *Materialise*, 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.

#### **2.3.2.1 TAC – tomografia axial computadorizada**

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

Em 1973 começou a funcionar a primeira máquina nos Estados Unidos. Rapidamente surgiram as primeiras máquinas digitais capazes de obter imagens com 100 vezes mais

clareza que os tradicionais métodos de raios-X. Posteriormente a velocidade e a precisão destas máquinas tem vindo a melhorar significativamente. A Figura 12 mostra um exemplo de um moderno equipamento de TAC.



Figura 12 - Tomografia computadorizada [36]

Como referido, a TAC baseia-se no princípio dos raios-X, ou seja, à medida que estes atravessam o corpo, são absorvidos em diferentes níveis de radiação em função da densidade local do tecido. Desta forma, é criada uma imagem numa escala de cinzentos em que cada pixel desta corresponde a diferentes níveis de absorção de raios-X, tal como se pode ver na Figura 13 - TAC do crânio [9].

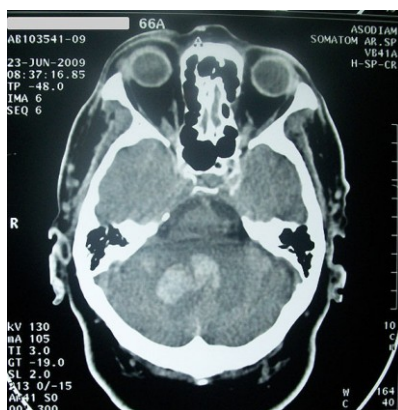


Figura 13 - TAC do crânio [9]

As tonalidades da imagem podem ser ajustadas para destacar tecidos de densidade semelhante e, através de *softwares específicos*, os dados obtidos a partir de múltiplas secções transversais do corpo podem ser montadas em imagens tridimensionais, como se pode ver na Figura 14 - Imagem tridimensional gerada no software MIMICS da Materialise, podendo revelar tanto osso como tecidos moles, incluindo os órgãos, músculos, possíveis tumores, entre outras patologias.

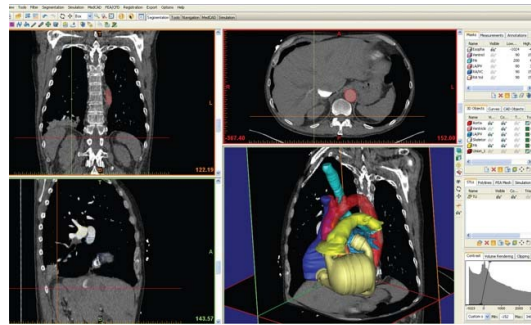


Figura 14 - Imagem tridimensional gerada no software MIMICS da Materialise [37]

### 2.3.2.2 Ressonância Magnética Nuclear

Os princípios da RMN foram inicialmente investigados na década de 50, mostrando que diferentes materiais ressoavam em função de diferentes níveis de campos magnéticos. No entanto, só nos inícios da década de 70 foi inicialmente investigada a imagiologia por RMN, tendo os primeiros protótipos sido testados em pacientes por volta de 1980.

A imagem (a) da Figura 15 - Equipamentos de RMN: (a) convencional; (b) destinado a pessoas que sofram de claustrofobia, mostra um moderno equipamento de RMN, enquanto a imagem (b) apresenta um equipamento idêntico, mas com uma configuração aberta, destinada a pessoas que sofram de claustrofobia.

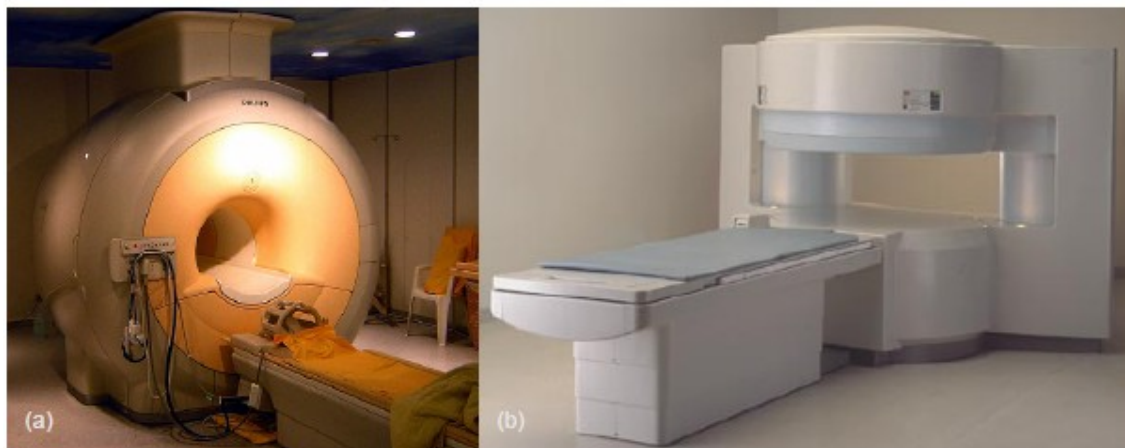


Figura 15 - Equipamentos de RMN: (a) convencional; (b) destinado a pessoas que sofram de claustrofobia [36]

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.

Para se obter uma imagem, a intensidade das ondas de radiofrequência emitidas pelos átomos é medida em localizações precisas. Através da colecção 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.

Como o corpo humano é maioritariamente constituído por 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).

#### 2.3.2.3 *Problemas associados*

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 quando do fabrico dos modelos físicos, entre os quais se destacam os mais comuns aos dois processos (TAC e RMN):

- 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 píxel, pode ficar difusa, com esse píxel a assumir um nível intermédio na escala de cinzentos conforme se pode ver no exemplo da Figura 16 - (a) Contorno real do objecto; (b) Efeito do tamanho do píxel; (c) Imagem tomográfica ;
- Falta de informação em determinadas zonas do objecto devido a:
  - Falta de varrimento de toda a secção;
  - 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 17 - Elementos dispersos devido a má aquisição de imagem);

- Distância entre as imagens obtidas demasiado grande (tipicamente este afastamento é de 1 a 1,5mm, com resultados satisfatórios);
- 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.

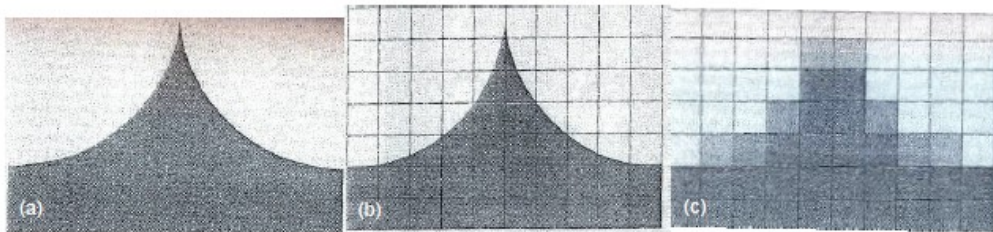


Figura 16 - (a) Contorno real do objecto; (b) Efeito do tamanho do pixel; (c) Imagem tomográfica [10]

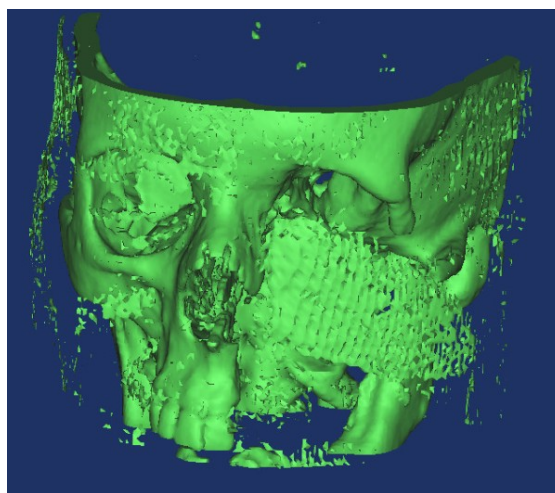


Figura 17 - Elementos dispersos devido a má aquisição de imagem

### 2.3.3 Prototipagem Rápida

Em 11 de Março de 1986, Charles Hull recebeu o número 4575330 para a sua patente designada “*Apparatus for Production of Three-Dimensional Objects by Stereolithography*”, marcando o início da indústria da prototipagem rápida. Nesse mesmo ano foi fundada a *3D Systems*, tendo comercializado a sua primeira máquina no ano seguinte, a *SLA-1*.

O termo prototipagem rápida é uma designação genérica de uma variedade de tecnologias que podem ser usadas para o fabrico de modelos físicos directamente a partir de um ficheiro CAD 3D usando processos aditivos. A utilização de sistemas de prototipagem rápida tem a vantagem de permitir fabricar e avaliar o design de um modelo muito mais rapidamente que os tradicionais processos de prototipagem.

A Figura 18 esquematiza todo o processo de prototipagem rápida de um modelo médico. No primeiro passo temos a aquisição de imagem através da ressonância ou tomografia. No segundo passo a modelação 3D em software específico, o terceiro passo com o software da máquina de prototipagem, escolhe-se a resolução pretendida e os apoios estruturais da peça. Por fim no quarto e último passo a foto polimerização da resina de modo a obter a peça.

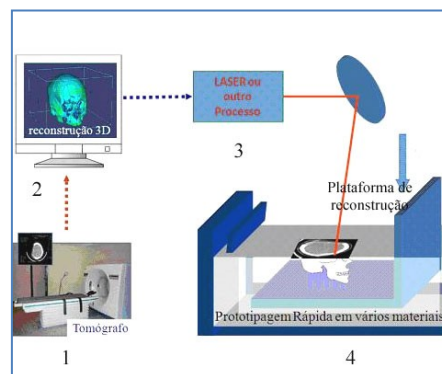


Figura 18 - Projecto do primeiro equipamento de prototipagem rápida [38]

Sendo esta uma tecnologia, em que o modelo é obtido a partir da adição de material, camada a camada, é habitual que as peças apresentem irregularidades superficiais, correspondentes à espessura de cada camada. Este fenómeno é designado por “efeito de escada” obrigando a posterior acabamento superficial.

Outro factor que obriga normalmente a acabamento superficial, é provocado pela necessidade que alguns sistemas têm de usar suportes para as zonas em balanço durante

o processo de fabrico. Esses suportes são após a construção do modelo, limpos manualmente com muita facilidade, no entanto provocam na superfície onde estão ancorados alguma rugosidade submilimétrica que não afecta de um modo geral a precisão, mas obriga igualmente a um acabamento posterior.

#### 2.3.3.1 *Estereolitografia*

A máquina de estereolitografia cria modelos de peças tridimensionais em material plástico por meio de uma resina fotossensível solidificada através de raios ultravioletas produzidos por uma fonte laser. Com esta máquina, é possível passar de um modelo geométrico-matemático tridimensional produzido por qualquer sistema CAD 3D para um protótipo de dimensões perfeitas dentro de algumas horas. O aparelho utiliza um raio laser de baixa potência (classe 3B), produzido especificamente para esta aplicação o feixe laser percorre uma determinada zona provocando uma reacção de polimerização fotoquímica. A extensão desta reacção depende do laser, diâmetro e velocidade de varrimento. A máquina possui 3 eixos móveis que permitem o movimento do laser e da plataforma de construção, a criação do módulo tridimensional. [39]

- Eixo X move transversalmente o laser (para a esquerda / direita do operador);
- Eixo Y move o laser longitudinalmente (frente / trás em relação ao operador);
- Eixo Z (eixo de elevação) move a plataforma de construção na vertical;

A máquina é composta pelas seguintes partes: o tanque de resina, a unidade de movimento do laser e a unidade de plataforma de construção. O tanque de resina é fixo, localizado sobre a unidade de laser e é transparente, de modo a permitir que o feixe de laser ao passar solidifique a resina. A resina solidificada sobe e adere à plataforma de construção, para uma medida correspondente à espessura da camada solidificada. Em seguida, o processo é repetido quando outra camada de resina solidifica, e assim por diante, até se obter o protótipo final. [39]

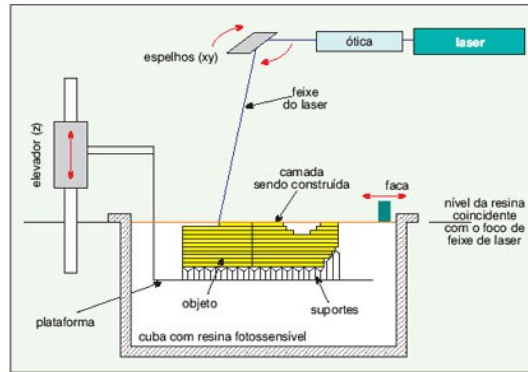


Figura 19 - Princípio de funcionamento de uma máquina de estereolitografia [10]

No final da construção o modelo está totalmente imerso na resina líquida sendo posteriormente elevado pela plataforma elevatória. A resina não polimerizada escorre facilmente de todos os locais, excepto dos “volumes fechados” (este é um problema associado a esta tecnologia).

Como o meio envolvente é líquido, é necessária a construção (procedimento realizado automaticamente pelo *software*) de suportes físicos para apoio do modelo e das zonas em balanço.

Durante este processo de construção do modelo, estima-se que cerca de 90 a 95% do modelo fica polimerizado, sendo necessário completar o processo de cura numa câmara de luz ultravioleta, que se pode visualizar na Figura 20 - Máquina de UV, INEGI. Este tipo de estereolitografia apresenta vantagens e desvantagens como todas as tecnologias. Algumas dessas vantagens e desvantagens são:



Figura 20 - Máquina de UV, INEGI

Vantagens:

- Excelente precisão dimensional
- Sistema consistente com máquinas e softwares fiáveis
- Obtenção de formas complexas e detalhadas
- Pouco desperdício
- Diversidade de materiais

Desvantagens:

- Elevado custo de equipamento
- Elevado custo de manutenção

- Tempo de fabrico relativamente elevado
- Necessidade de pós cura
- Problema nos volumes fechados

### *QuickCast*

Trata-se de uma variante do processo de estereolitografia, em que os modelos são baseados numa estrutura tridimensional oca em forma de ninho de abelha. Esta estrutura é definida automaticamente pelo *software*, permitindo reduzir a densidade relativa do modelo em cerca de 70 a 80%. Para além de serem mais económicos, por terem menos resina e menos tempo de construção, estes modelos apresentam uma grande vantagem que está relacionada com o facto de poderem ser usados como modelos perdidos no processo de fundição de precisão. A substituição das paredes maciças em resina por uma estrutura interna em ninho de abelha de paredes finas facilita o processo de eliminação, por calcinação, do modelo que está no interior da carapaça cerâmica.

#### 2.3.3.2 *Sinterização selectiva por laser*

A sinterização selectiva por laser (SLS) é um processo que utiliza pós de baixa granulometria de diversos materiais, nomeadamente, plásticos, compósitos de matriz polimérica, metais ou cerâmicas revestidos a termoplástico ou ligas metálicas, os quais são ligados entre si através de um varrimento de um feixe de laser de potência (calor), [Alves et al., 2001].

Na câmara de construção previamente aquecida, é distribuída uma camada de pó correspondente à espessura de cada camada de construção. 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).

Ao contrário de que acontece com a estereolitografia, tratando-se de um meio de construção sólido, não há necessidade de construção de estruturas de suporte do modelo.

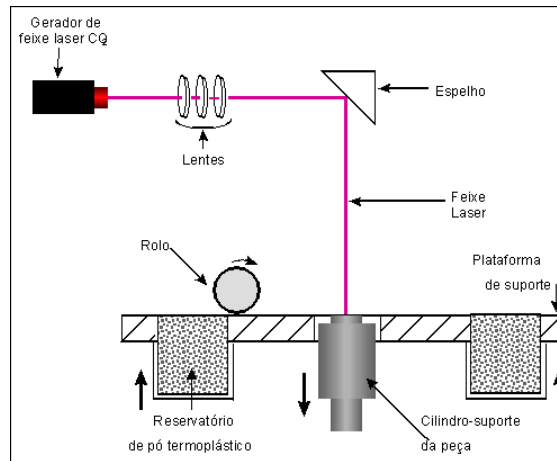


Figura 21 - Princípio de funcionamento do processo de SLS [10]

Após a obtenção dos modelos, estes apresentam alguma rugosidade superficial, que obriga a operações de acabamento, nomeadamente, impregnação com resinas ou tintas que permitam garantir impermeabilidade e baixa rugosidade dos componentes. Tal como a estereolitografia, esta tecnologia também apresenta vantagens e desvantagens. Algumas dessas são:

Vantagens:

- Elevada resistência mecânica e térmica
- Rapidez de execução das peças
- Não necessita de pós cura no caso dos termoplásticos
- Dos melhores processos para protótipos funcionais em material termoplástico

Desvantagens:

- Rugosidade superficial
- Porosidade
- Pouca precisão dimensional
- Elevado custo de matéria-prima

### 2.3.3.3 Impressão tridimensional

O processo de impressão tridimensional (TDP – *Tridimensional Printing*) 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.

Este procedimento repete-se até que, camada após camada o objecto esteja totalmente construído. Por fim, o modelo é retirado da área de trabalho, ficando apenas solto o pó não aglutinado pelo ligante. Alguns excessos que permaneçam no interior do modelo podem ser removidos através da aplicação de ar comprimido.

Numa segunda fase do processo, é necessário submeter o protótipo a uma infiltração com o objectivo de fortalecer a ligação entre as partículas, aumentando assim a sua resistência.

#### 2.3.3.4 fabrico directo de protótipos metálicos

As duas principais companhias no mercado do fabrico directo de protótipos metálicos para fabricar objectos completamente densos são a *Arcam* (Möln dal, Suécia) e a *EOS* (Munique, Alemanha). Estas permitem o fabrico directo de dispositivos médicos e implantes metálicos em materiais como, liga de titânio, aço inoxidável, ligas de CoCr entre outros. A *Arcam* usa o EBM (*Electron Beam Melting*) para o fabrico dos seus protótipos. A *EOS* usa a energia laser para fundir materiais metálicos ou *nylon* para o fabrico dos seus protótipos (processo DMLS – *Direct Metal Laser Sintering*). Ambas as tecnologias permitem o fabrico de protótipos em metais susceptíveis de utilizar no corpo humano.



Figura 22 - Copa acetabular fabricada em titânio pelo processo DMLS [10]

Está em grande evolução a área que envolve o fabrico de peças em ligas de titânio por prototipagem rápida, nomeadamente para a indústria aeronáutica e médica. A *Accufusion*, a *Arcam*, a *AeroMet*, a *EOS* e a *MCP* estão numa enorme disputa pela liderança do mercado do fabrico directo de componentes em titânio.

Apesar dos elevados custos dos equipamentos e das matérias primas ( $\approx 400\text{€}/\text{kg}$ ) para o fabrico de peças em ligas de titânio, estas tecnologias podem a curto prazo tornar-se fortes concorrentes e eventualmente sobrepor-se em certos nichos de mercado a

tecnologias ditas mais convencionais, tais 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 espaço de tempo relativamente curto. Nesta perspectiva, também o fabrico de próteses à medida, por fundição de precisão recorrendo a modelos obtidos por estereolitografia, nomeadamente *QuikCast*, pode oferecer os mesmos ou melhores resultados, e com a 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.

### 2.3.4 Implantes usando tecnologia cad/cam

Da ficção científica para as salas de cirurgia?

A imagem ao lado da parte esquerda mostra como está a parte óssea da paciente e no lado direito como seria a aparência da paciente de estudo do implante maxilofacial/orbital. Embora pareça coisa de ficção científica, pode estar bem próxima da concretização. Através de software e hardware especializado consegue-se a reprodução fiel da parte em falta em formato digital, após modelação com o software específico pode-se materializar um modelo tridimensional através da máquina de prototipagem rápida.



Figura 23 - Estereolitografia do crânio da paciente do caso de estudo II

Este avanço tecnológico começou a possibilitar a realização de cirurgias cada vez mais arriscadas e ambiciosas devido à precisão dimensional conseguida através deste processo. Agora é possível realizar um estudo prévio da cirurgia e obter implantes com geometrias complexas.

Principais aplicações destes biomodelos:

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

Este caso de estudo da Figura 23 é um bom exemplo da complexidade que um implante pode atingir nos dias de hoje. Este processo embora viável envolve um conjunto de

situações complexas devido à extensão do implante. Esta cirurgia engloba um implante maxilofacial e outro orbital apenas num único implante. Esta ambiciosa cirurgia estará a cargo do Dr. Fernando Duarte, médico dentista, especialista em implantes dentários.

Em **1999**, Paul S. D'Urso, Timothy M. Barker, W. John Earwaker, Lain J. Bruce, R. Leigh Atkinson, Michael W. Lanigan, John E Arvier, David J. Effeney, realizaram um estudo sobre o uso de biomodelos estereolitográficos em cirurgias maxilofaciais, para minimizar a morbidade e mortalidade em cirurgia e maximizar o sucesso terapêutico. Técnicas de tratamento cirúrgico têm que ser planeadas cuidadosamente usando a melhor informação anatómica possível. [40]

Usando tecnologia tridimensional a troca de informação entre radiologista e cirurgião é de mais rápida percepção, as imagens complexas geradas na tomografia computadorizada (TAC) são agora de fácil e rápida leitura. Não só apenas pode ajudar o cirurgião a entender melhor o problema, como ajudar a desenvolver meios de realizar melhores diagnósticos e melhores planificações de cirurgias. [40]

Um questionário realizado com médicos relatou que a precisão das medidas anatómicas e o diagnóstico serão melhores quando os cirurgiões usarem os biomodelos juntamente com os dados da TAC, do que apenas com os dados da TAC em 2D. O tempo de operação avaliado pelos cirurgiões será menor após o uso do biomodelo em vez de apenas usar os tradicionais dados da TAC em 2D. O planeamento da cirurgia será muito mais correcto com o biomodelo do que apenas com os dados existentes em 2D e a explicação ao paciente da sua cirurgia torna-se muito mais fácil e de rápida compreensão. Com todas estas vantagens o biomodelo tem um óptimo custo / benefício. [40]

Um inquérito realizado a 45 pacientes sobre compreensão da cirurgia a que iam ser submetidos com e sem biomodelo é mostrado na seguinte tabela:

Tabela 22 - Inquérito a pacientes sobre compreensão da sua cirurgia [40]

	Patient data summary			Significance
	Baseline	Images	Biomodel	
Informed consent (%)	67.42	63.53	88.54	<i>P</i> <.001
Standard deviation	27.75	32.43	15.8	

Todos os pacientes revelaram que o biomodelo melhorou o seu nível de informação e conhecimento sobre a doença e tratamento a realizar. De referir os valores de imagens

que revelou menor conhecimento que a linha base, isto deve-se ao facto das imagens da TAC serem confusas para uma mente não treinada a leitura de imagens por fatias. Com este estudo do nível de conhecimento dos pacientes acerca da sua doença e tratamento, o uso dos biomodelos torna-se já uma mais valia. [40]

Um estudo similar ao dos pacientes foi realizado com cirurgiões sobre a utilidade de biomodelos em cirurgia. Os valores desse estudo podem ser observados na seguinte tabela:

Tabela 23 - Inquérito realizado ao médicos sobre as suas cirurgias [40]

Preoperative n=31	Images	SD*	Surgeons data summary Images and biomodel	SD*	Significance
<b>Parts A and B</b>					
Planning utility (%)	36.76	(22.47)	53.9	(12.27)	P<.01
Diagnostic utility (%)	82.81	(19.6)	95.65	(12.24)	P<.01
<b>Post operative n=45</b>					
<b>Part C</b>					
Planning utility (%)	44.09	(32.48)	82.21	(32.76)	P<.01
Diagnostic utility (%)	65.63	(26.69)	95.23	(10.17)	P<.01
Average measurement error (%)	44.14		7.91		P<.05
Reduction in operating time %			17.63		
Cost effectiveness \$(AUS)			1031.77		

\*Standard deviation for population.

Todos os cirurgiões mostraram de facto que o uso dos biomodelos juntamente com as imagens da TAC revelaram ser de grande utilidade. O uso do biomodelo como ferramenta de planeamento mostrou ser melhor na fase pós-operativa (82.21%) que na fase pré-operativa (53.9%). Após o treino realizado no biomodelo os cirurgiões mostraram uma mais-valia do seu uso no planeamento das cirurgias. Outro factor de importante relevância é a redução do tempo de operação. Cirurgiões estimaram uma média de mais de 17.6% de redução de tempo na operação, isto permite que haja melhoramentos directos na mortalidade e morbidade. [40]

Em 2003, J. Schipper, G. J. Ridder, U. Spetzger, C. B. Tetzler, M. Fradis e W. Maier, [41] desenvolveram um estudo intitulado de Individual “*Prefabricated titanium implants and titanium mesh in skull base reconstructive surgery. A report of cases*” com o objectivo de apresentar um conjunto de casos preliminares de um programa de procedimentos de reconstrução de crânios usando dois tipos de implantes de titânio, um de malha e outro CAD/CAM (massivo de medidas exactas). Chegaram à conclusão que os implantes de CAD/CAM têm melhor estabilidade que os implantes de malha. Outra vantagem apontada por estes é que a conformação final que era dada no bloco de operações com o implante CAD/CAM é dispensada e que com os ficheiros em 3D usados para trabalhar o implante permite uma melhor simulação e planeamento da

operação. Foi descrito ainda que a malha tinha um elevado grau de sucesso para implantes com uma área inferior a  $100\text{cm}^2$  ou para implantes em que o design foi menos reprodutível em CAD/CAM. Uma desvantagem do CAD/CAM é que é um procedimento mais caro que o implante de malha. Pois é um processo trabalhoso que consome muito tempo para trabalhar o modelo 3D. [41]

Em **2005**, Sekou Singare, Liu Yaxiong, Li Dichen, Lu Bingheng He Sanhu e Li Gang descreveram em artigo o processo de CAD (computer-aided design) e de Prototipagem Rápida para fabricação de implantes maxilofaciais. Através de imagens obtidas através de tomografia computadorizada (TC) criou-se um modelo tridimensional do osso do paciente. Grande parte dos implantes maxilofaciais eram produzidos “on site” ou seja era moldados durante a operação, a sua perfeição estava directamente relacionada com a capacidade do cirurgião de criar os implantes, as operações eram morosas, a leitura morfológica é difícil só através das imagens TAC e as implicações a longo termo pós-operatório eram elevadas. Com o surgimento da tecnologia CAD (computer-aided design) tridimensional permitiu criar modelos físicos 3D dos implantes através de prototipagem rápida, “rapid tooling” e “computer numerical control” (CNC). Através desta tecnologia o modelo 3D podia ser agora materializado sob a forma de protótipo. Agora era possível visualizar o implante e o maxilar existente podendo desta maneira planejar melhor a cirurgia. Os implantes maxilofaciais são moldados sob o protótipo, mas isto leva a erros geométricos pois o sucesso do implante continua directamente relacionado com a capacidade do cirurgião de moldar o implante. O método da moldação do implante segue o seguinte algoritmo:[38]

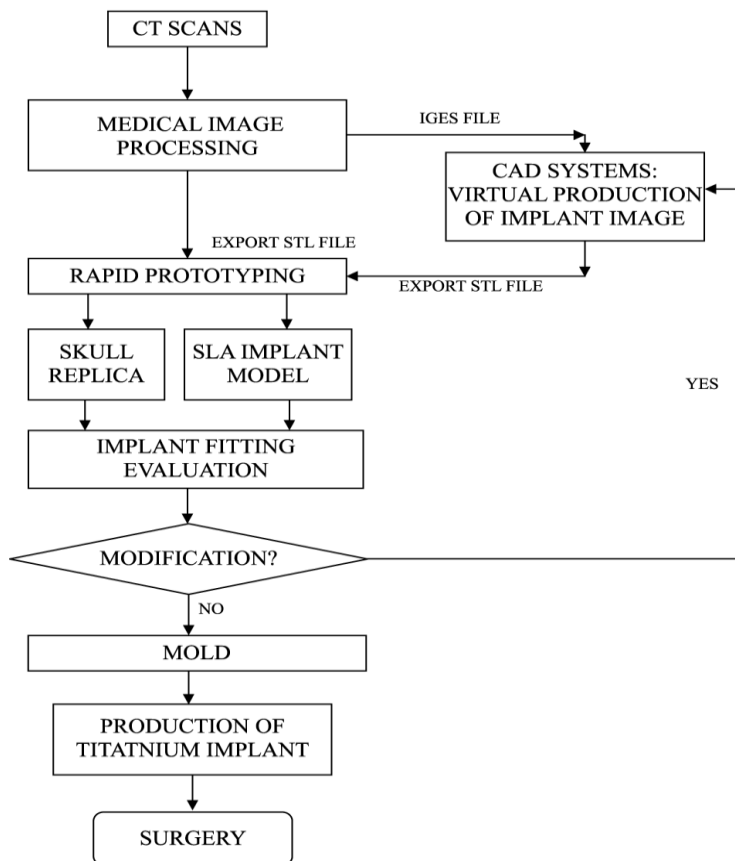


Figura 24 fluxograma de criação de biomodelos [38]

As técnicas de produção de implantes normalmente envolvem a produção de um modelo estereolitográfico, um modelo negativo em resina, um molde em cera derivado do negativo de resina, um molde cerâmico e por fim o implante feito em titânio. [38]

A aquisição das imagens é realizada através da TAC e as imagens obtidas são segmentadas e contêm os tecidos e fluidos corporais em tons de cinza. Através do software MIMICS é possível criar um ficheiro 3D e isolar apenas a parte óssea pretendida para posterior modelação.

A modelação da parte em falta pode ser gerada através de dois métodos dependendo da extensão do defeito. Se o defeito foi apenas num plano unilateral é possível criar a parte em falta com um plano de simetria (função mirror) existente no software. Se a extensão do defeito não permitir esta função de simetria, é possível criar a parte em falta através de produção virtual gerada em computador que pode ser gerada através de imagem simétrica e de aquisição de modelos já existentes em base de dados. [38]

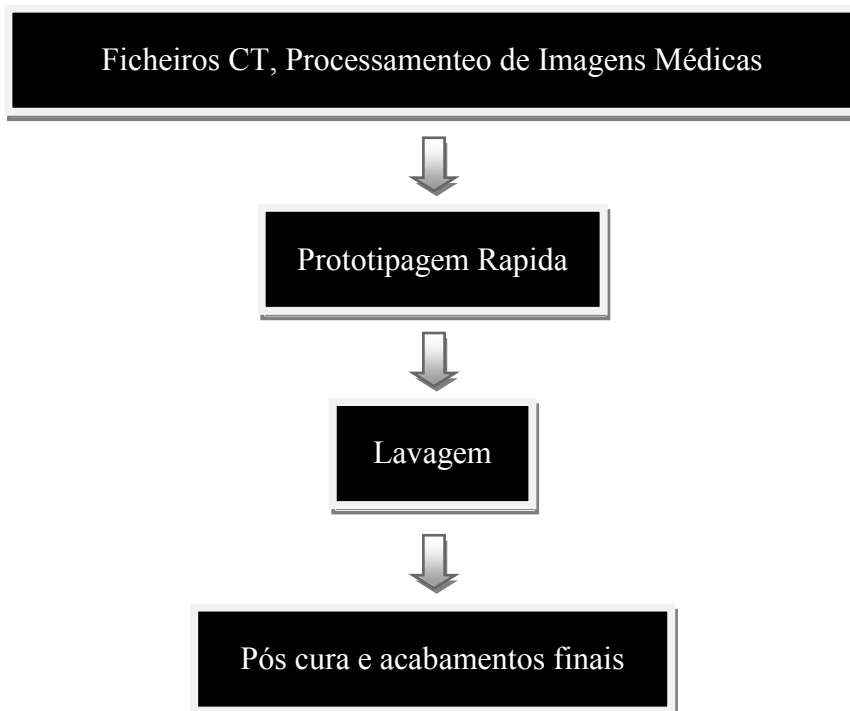
Após a criação do modelo virtual, os ficheiros STL são transferidos para uma máquina estereolitográfica a fim de conceber um modelo físico. Este modelo físico permite

avaliar a precisão, a forma, e a simetria do implante, se não estiver dentro de valores aceitáveis todo o processo é repetido e melhorado. [38]

Se o resultado do modelo SLA for aceitável segue directamente para o fabrico de prótese em titânio. O modelo SLA é embebido em material cerâmico e aquecido num forno a alta temperatura para remover a peça em resina e ficar a cavidade para fundir em titânio. [38]

Como se pode verificar pelos casos e estudos descritos, a utilização da tecnologia CAD/CAM trouxe muitos benefícios tanto para o paciente como para o médico. A produção dos implantes tornou-se o mais precisa possível e o próximo passo passa pela simulação virtual de cargas e solicitações ou ainda com a mesma prototipagem tentar criar o implante ou uma tecnologia para a produzir.

### 2.3.5 Procedimento para obtenção de protótipos estabelecida no INEGI



#### **Ficheiros CT e Processamento e análise de Imagens médicas**

Obtenção dos ficheiros DICOM através de TAC ou RM. Posteriormente esses ficheiros são trabalhados e moldados conforme as necessidades requeridas. Se possível, realizar neste passo as simulações mecânicas e se for o caso, as condições de enchimento (caso seja usado o método de fundição). Para passar ao próximo passo os ficheiros têm que estar num formato que seja possível de processar por quase todas as máquinas de engenharia como é o caso do formato STL. Este formato em forma de triângulos é lido por quase todos os softwares existentes em engenharia.

#### **Modelo de Prototipagem Rápida**

Tendo o formato necessário, o passo seguinte é a prototipagem rápida deste mesmo ficheiro. Para tal pode-se usar a máquina de prototipagem rápida existente no INEGI que é uma *Viper si2* desenvolvida pela *3D Systems*. Esta máquina possibilita construções com uma volumetria máxima de construção nos três eixos de 250mm no caso de construção standard e de 125x125x250mm (xyz) no modo de construção em alta resolução. Em ambos os casos o peso máximo admissível para o protótipo é de 9,1kg. Em termos de resolução, esta máquina pode construir protótipos com camadas que podem ser de 0,025, 0,05, 0,1 e 0,15mm.

## **Lavagem**

Após o término da construção do modelo, este está completamente imerso em resina, a etapa seguinte é proceder à limpeza da resina acumulada e retirar os suportes do protótipo. Quando a máquina de prototipagem acaba de construir o modelo, sobe através de um elevador e fica a escorrer não menos de 15 minutos para que a resina em excesso tenha tempo de escorrer para o recipiente da máquina para desta forma evitar perdas desnecessárias de material. De seguida passa-se a modelo por água e coloca-se num equipamento fechado com 3 tinas de lavagem e agitação através de ar comprimido.

Inicialmente o modelo é colocado na primeira tina em TPM (tripropileno glicol metil e éter), que normalmente encontra-se um pouco sujo devido aos excessos de resina que permanecem nele. Esta operação demora cerca de 30 minutos. De seguida são retirados os suportes que serviram de sustentação ao modelo. Estes elementos são extremamente frágeis, por isso fáceis de remover. Esta operação requer atenção e cuidados, de modo a não se quebrarem alguns elementos de menor dimensão que fazem parte do modelo.

Após retirar todos os suportes, o modelo é 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 é 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, procede-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 e acabamentos finais**

Imediatamente após a operação de lavagem, efectua-se a cura completa da resina epóxida recorrendo à unidade de pós-cura da *3D Systems*. Esta unidade permite solidificar completamente o modelo num espaço de tempo que varia entre meia hora a duas horas dependendo da sua geometria. O princípio de funcionamento deste sistema baseia-se num conjunto de lâmpadas ultra-violetas que incidem directamente sobre todo o modelo que se encontra em rotação no interior da câmara sobre um prato giratório.

Após a obtenção do protótipo completamente curado, procede-se à lixagem do mesmo de modo a remover todas as imperfeições que possam estar associadas ao efeito de escada (decorrente do modo de construção *Fast 0,15*) e algumas irregularidades

causadas pelos suportes. Para tal a maquina a usar é a granalhadora de esferas de cristais de vidro que lhe confere uma superficie mais regular.

### 2.3.6 Implantes de anca

#### 2.3.6.1 Definição

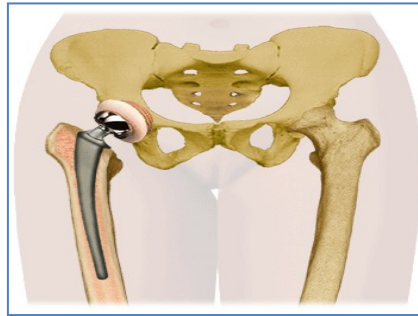


Figura 25 - Ossos íliacos com prótese de anca[42]

Um implante de anca, também chamado de artroplastia, é um procedimento cirúrgico para substituir uma anca com defeito, por uma prótese (material artificial). Este defeito pode ser devido ao desgaste ao longo da vida, como por trauma ou ainda por doença. A substituição de anca é necessária quando actividades como andar, sentar ou mesmo descansar se tornam custosas devido a dor. [42]

Os dois tipos mais comuns de próteses de quadril artificial usado em cirurgia de substituição de próteses são cimentadas ou próteses não cimentadas. Às vezes, uma combinação dos dois tipos é usada para substituir uma articulação do quadril. Uma prótese de quadril é constituída por metal e plástico. A prótese cimentada é unida ao osso com um tipo de cimento cirúrgico. Uma prótese não cimentada adere ao osso por uma fina malha de furos na superfície, para que o osso possa crescer para dentro da malha e anexar naturalmente à prótese. [42]

A prótese (quadril artificial) é composta dos seguintes componentes:

- Acetábulo
- Esfera
- Haste

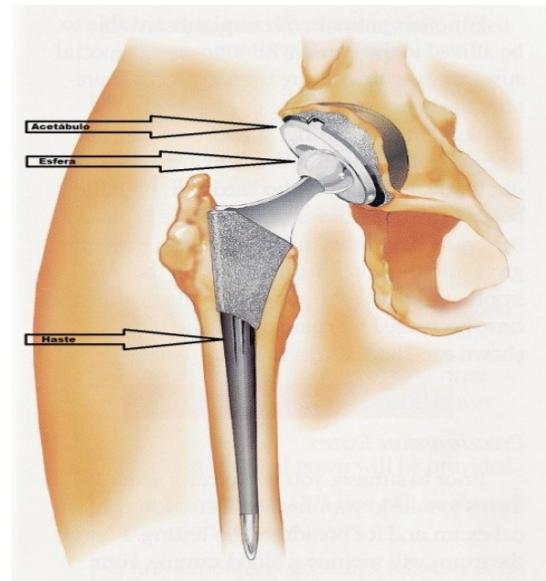


Figura 26 - Prótese de anca [42]

A substituição da anca tradicional envolve uma incisão com cerca de 6 a 8 centímetros de comprimento ao longo da articulação do quadril. Há novas abordagens que estão a ser desenvolvidas, com incisões que utilizam um ou dois cortes menores para realizar o procedimento (chamado de substituição da anca de mínima incisão ou minimamente invasivo). No entanto, o procedimento minimamente invasivo, não é adequado para todos os candidatos à substituição da anca. O médico vai determinar o melhor procedimento para uma pessoa, tendo por base respostas individualizadas. [42]

Existem dois tipos de prótese de anca, o sistema parcial, que apenas altera a superfície de contacto com o osso do quadril e a prótese de anca total, que contém uma estrutura que é inserida no interior do osso fémur. Na Figura 27, em baixo, é mais perceptível com se processam estes tipos de próteses de anca. [10]

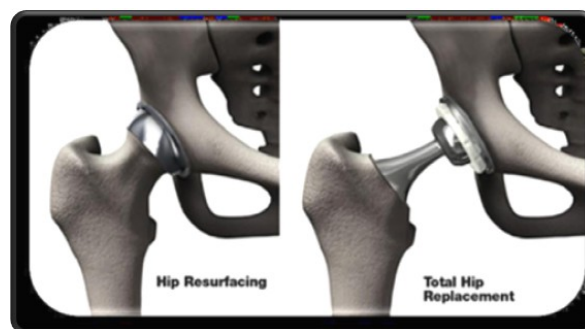


Figura 27 - Tipos de próteses de anca[10]

A haste é normalmente metálica embora possa ser em compósito e até pode ter rigidez variável. Se for metálica pode ser em liga de titânio, normalmente em Ti6Al4V ou Ti6Al4V ELI (extra low intersticiais, H, O e N, pode ainda ser feita em liga de cobalto crómio ou ainda em aço inoxidável austenítico AISI 316L.

### 2.3.6.2 Porosidade das Superfícies

Tamanho óptimo de poro e gradiente de porosidade

Uma superfície porosa promove a fixação do osso natural ao implante. Estudos efectuados demonstraram que para diâmetros de poros inferiores a 50 microns, o desenvolvimento de vasos sanguíneos é reduzido e não existe uma boa maturação com o tecido ósseo. Para porosidades superiores a 400 microns, o crescimento é lento e inconsistente, com uma grande tendência para crescimento fibroso. [43]

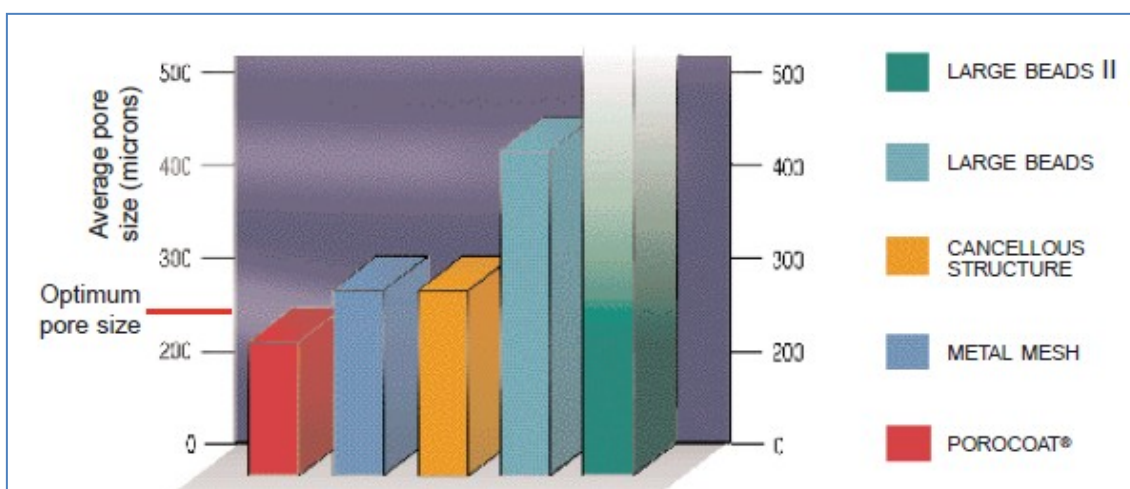


Figura 28 - product rationale DePuy [43]

### 2.3.6.3 Métodos de Fabrico existentes

Existem diferentes tipos de construção de próteses de anca cada uma com diferentes vantagens e desvantagens.

A **maquinagem directa** de próteses de anca normalmente é realizada com uma máquina CNC de 5 eixos. O modelo gerado em software pode ser directamente processado pela CNC criando desta maneira um modelo 3D a partir de um bloco maciço do material escolhido para fabrico da prótese. As principais desvantagens desta tecnologia é o desgaste da ferramenta de corte (fresadora) quando utilizada em material

muito resistente e muito dúctil num só aperto em 5 eixos numa forma economicamente rentável, outra é o desperdício de material devido à maquinagem partir de um bloco maciço.

O **forjamento e maquinagem** significa que a prótese pode ser feita por forjamento e posterior maquinagem para lhe conferir uma dimensão mais perfeita. Neste caso de fabrico e comparando com a maquinagem directa, já não há desperdícios de material, visto que a peça quando vai para a maquinagem já está com dimensões muito próximas das finais. A principal desvantagem deste tipo de fabrico de próteses de anca é a necessidade de se ter que usar prensas de enorme capacidade para conformar os materiais muito resistentes.

O processo de **maquinagem a partir numa forma pré dobrada** é parecido ao processo de maquinagem directa, mas este para poupar um pouco mais de material, o varão do material que se vai maquinar é dobrado com a geometria necessária e desta maneira poupa-se algum material na maquinagem. A principal desvantagem deste processo é que se continua sempre a desperdiçar material, apesar de que, sempre menos que a maquinagem directa.

No tipo de **Fundição e maquinagem**, a prótese proveniente da fundição já tem conferida uma geometria muito precisa, podendo até em certos casos nem precisar de posterior maquinagem como acontece nos outros casos.

No caso pratico deste trabalho, o tipo de fabrico escolhido é a fundição e maquinagem. Sendo que a maquinagem apenas será precisa no cone morse.

#### 2.3.6.4 Fornecedores e números de implantes em 2010

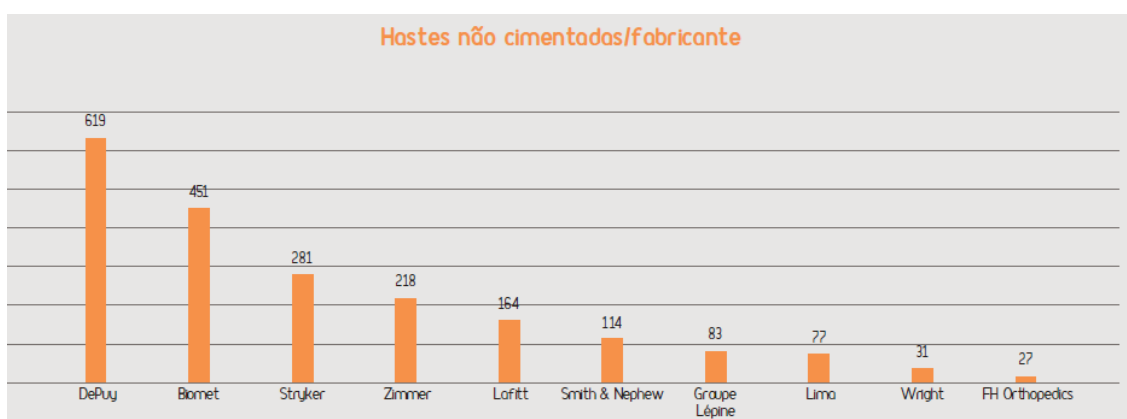


Gráfico 22 - Número de hastes não cimentadas por marca [2] 2010

No Gráfico 22 pode-se ver o número de implantes não cimentadas por empresa que foram colocados em Portugal em 2010. Este estudo foi realizado pela associação de artroplastias de Portugal tendo como seu protagonista o médico João Ribeiro. A empresa Depuy é a empresa com mais volume de implantes colocados em Portugal seguida pela Biomet.

### **Depuy**

A empresa Depuy faz parte do grupo Johnson & Johnson é uma das grandes líderes mundiais em soluções ortopédicas, tratamento espinal, medicina no desporto e neurociência. Fundada em 1895, a Depuy Orthopaedics (ortopedia) foi a primeira empresa de material ortopédico nos Estados Unidos da América. Hoje em dia conta com um repertório de quase 200 produtos. [44]

### **Biomet**

Com sede Europeia em Dordrecht, Holanda, e representada por subsidiárias em 22 países em todo o continente, a Biomet oferece um foco especializado nos cuidados de saúde e ortopedia na Europa. Está continuamente a expandir a sua presença para obter conceitos de topo para o mercado Europeu apostando sempre em força na inovação e empreendedorismo. A Biomet emprega mais de 6.700 funcionários em 16 fábricas em países diferentes e juntamente com as suas subsidiárias distribui, actualmente, os seus produtos em 70 países do mundo. Com um volume de vendas anual que ultrapassa os dois biliões de dólares, é uma das grandes líderes em ortopedia a um nível mundial. [45]

### 2.3.7 Implante maxilofacial

#### 2.3.7.1 Definição

Defeitos maxilofaciais podem ocorrer devido a vários factores como traumas, infecção do osso ou problemas cancerígenos. A perda de osso mandibular leva a deformações graves, dificuldade ou mesmo incapacidade de mastigação e deformação do aspecto físico. A reabilitação de indivíduos com defeitos maxilofaciais é um desafio complexo. O implante maxilofacial é fulcral para que o paciente tenha uma qualidade de vida e normalmente é uma necessidade aguardada com urgência.

O implante maxilofacial terá de suportar elevadas cargas durante a mastigação, portanto o papel da biomecânica é de elevada importância no estudo da prótese. Em média uma dentada de uma pessoa adulta sem próteses dentárias e maxilofaciais será de cerca de **469±85 N** de força vertical na região dos dentes caninos, **583±99 N** na região dos dentes pré-molares e de cerca de **723±138 N** na região dos segundos molares. As forças de

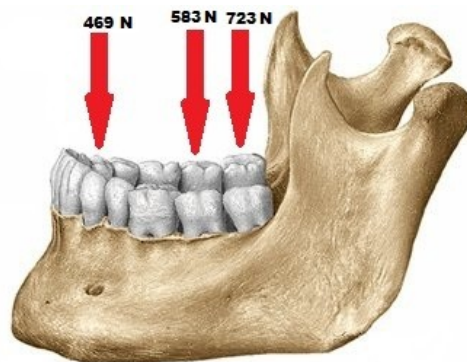


Figura 29 - Força mandibular

mordedura após a colocação da prótese foram consideradas iguais às das pessoas sem implantes, visto que a necessidade de mastigação é a mesma. O implante ainda terá de suportar cargas de torção, de compressão e de flexão facial. [46]

#### 2.3.7.2 Processos

A cirurgia mais usual em implantes maxilofaciais é por conformação de malha ou chapa de titânio sendo possível ainda por fundição, com espessuras adequadas ao processo seguido de “chemical milling” e para geometrias mais simples pode-se ainda usar a maquinagem directa. Cada um destes processos tem vantagens e desvantagens, na fundição o maior problema é a espessura usada neste tipo de implantes. Não se deve

colocar muitos alimentadores, as peças a fundir são muito pequenas e não há a hipótese de realizar pequenos ajustes na geometria aquando da operação. Na maquinagem as dificuldades ainda são acrescidas devido à pouca espessura que estes implantes têm (entre 0.8mm a 1.6mm), o aperto em maior parte das geometrias das maxilofaciais é quase inexistente, e o material normalmente utilizado é muito resistente e muito dúctil o que torna quase inviável o uso deste processo. O processo de conformação de malha ou chapa de titânio parece ser o mais viável de todos, pois como são espessuras muito pequenas, a força necessária para conformar este material é muito baixa, sendo possível na cirurgia conferir uma conformação final.

No caso pratico deste trabalho foi realizado o método de conformação de malha de Titânio.

Na solução da malha conformada, apresentada na Figura 30, pode-se ver que o implante apenas está como apoio estrutural, desta forma a parte estética fica de parte, mas a parte funcional está presente. Vê-se também que não há lugar para colocar implantes dentários os quais ajudariam na parte estética e também funcional da mastigação.



Figura 30 - Próteses à medida [10]

As próteses maxilofaciais permanentes são sempre à medida e são constituídas por um corpo principal, normalmente em liga de titânio (Ti6Al4V ou Ti6Al4V ELI), em Tícp de grau 2 ou ainda em liga de cobalto crómio, por elementos de ligação, parafusos e porcas ou implantes. [10]

Exemplos de tipos de implantes maxilofaciais:



Figura 31 - Prótese maxilar [10]

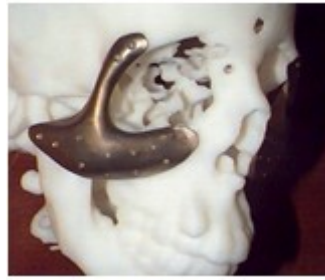


Figura 32 - Prótese orbital [10]



Figura 33 - Prótese maxilofacial [10]

Em cima na Figura 31, Figura 32 e Figura 33 podemos ver três tipos de implantes maxilofaciais. A Figura 31 é de suporte mandibular para a mandíbula inferior, a Figura 32 é uma correção de uma deficiência de forma e a Figura 33 é toda uma estrutura do maxilar superior.

Como podemos ver pelas imagens, os implantes maxilofaciais normalmente são feitos em malha conformada. Este tipo de malha tem sido desenvolvida por várias empresas com o intuito de melhorar a interação implante e tecido vivo, tornar o implante o mais leve possível e permitir que o material seja conformado mais facilmente, pois na operação caso seja preciso uma pequena correção, o cirurgião poderá fazê-la na hora. Em baixo na Figura 34, Figura 35 e Figura 36 podemos ver alguns desses tipos de malhas desenvolvidas e patenteadas pelas próprias empresas.



Figura 34 - Malha 1 [47]

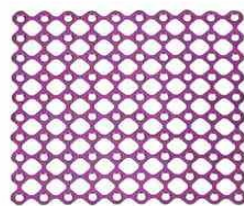


Figura 36 - Malha 2 [49]

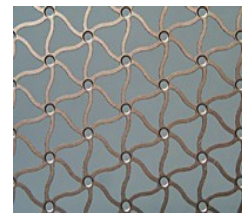


Figura 38 - Malha 3 [51]



Figura 35 - Malha 4 [48]

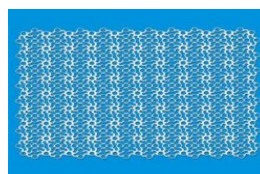


Figura 37 - Malha 5 [50]

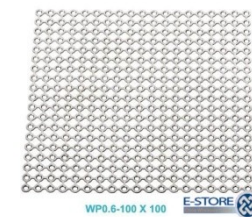


Figura 39 - Malha 6 [52]

### 2.3.7.3 Fornecedores de implantes

Malhas:

**Medical Devices Co., Ltd Zhejiang million.** Empresa especializada em cirurgia, oncologia, urologia e electrofisiologia. Apresentam design facilmente moldáveis que permitem obter-se formas tridimensionais mais complexas de modo a criar o perfil do rosto ou mesmo do crânio. [53]



Figura 40 - Malha empresa Medical Devices [53]

A **Unicare Biomedical** desenvolve e fornece produtos inovadores para a regeneração de tecidos e aumentos: cirurgias orais, cranioplastias, maxilofaciais e implantes dentários. Todos os seus produtos têm aprovação e são feitos segundo o processo cGMP. [54]



Figura 41 - Malha empresa Unicare Biomedical [54]

A malha neste processo é feita de uma malha de titânio puro, implantado com o perfil de malha de precisão. Este produto é projectado para garantir a reconstrução tridimensional de defeitos do osso alveolar e facilitar a regeneração óssea através da fixação adequada do material de reposição. A malha fina, flexível conforma-se facilmente aos contornos do tecido, e ainda apresenta rigidez suficiente para manter um espaço sobre o defeito ósseo.[54]

**NORER MEDICAL GROUP LIMITED**, produz, desenvolve e vende materiais cirúrgicos e ortopédicos. Empresa com 12 anos de serviço. Garante que o produto é da mais alta qualidade e são especializados em implantes por medida. Esta empresa sediada em Shangai, China tem uma malha de titânio puro com a norma ASTN F136, (deveria ser ASTM, mas como é uma empresa chinesa tudo pode acontecer, mesmo a invenção de novas normas) e apresenta uma forma patenteada que também dá para intervenções lombares cervicais. [48]



Figura 42 - Malha Norer Medical [48]

E-STORE, tem uma malha de titânio da empresa **Baoji Changli Special Metal Co., Ltd.** Com sede em Baoji, China. A placa tem 0.6mm de espessura e tamanho 100mmx100mm. Apenas diz que é utilizada uma malha de titânio aprovada pela CE. [52]

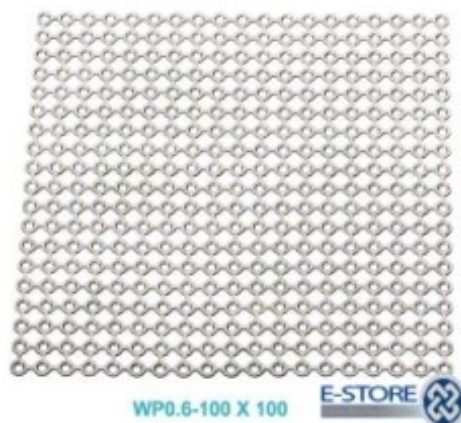


Figura 43 - Malha E-Store [52]

**Tecomet**, é uma empresa de produtos de precisão que desenvolve produtos para a área da saúde e outras. A área de negocio é o corte de chapa através de processo fotoquímico com jacto de água. Esta placa desenvolvida pela Tecomet tem 0.025 mm a 0.5mm de

espessura com um erro de  $\pm 0.005\text{mm}$ . O material pode ser Ti 6Al-4V, Ti 6Al-4V ELI, CP2, CP4 ou ainda aço inoxidável 316L. É uma empresa certificada pelo ISSO 13485 e registada pela FDA. [51]

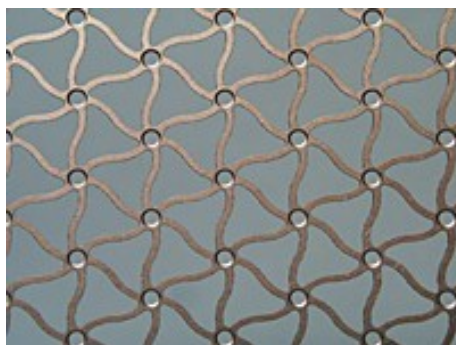


Figura 44 - Malha empresa Tecomet [51]

### **3 Parte Prática**



### **3.1 Prótese de Anca**

### 3.1.1 Introdução

A colocação de Implantes de anca é um procedimento médico em que o osso do fémur é substituído por um implante ortopédico. Actualmente a substituição de implantes de anca é a operação ortopédica de maior sucesso e mais fiável. Na Figura 45, pode-se ver um raio-X de uma prótese de anca e também pode-se comparar com o osso natural do lado direito da Figura. Na Figura 46, pode-se ver os constituintes de uma prótese de anca, que será abordado mais à frente neste capítulo. [9]



Figura 45 - Raio x ossos ilíacos com prótese de anca [55]



Figura 46 - Componentes de uma prótese de anca [55]

#### 3.1.1.1 Enquadramento

De acordo com as formas efectuadas as próteses de anca standard podem ser integrais ou modulares. As integrais são constituídas por:

- Haste com esfera
- Acetábulo

Nas modulares a esfera encaixa na haste com um cone morse sendo portanto constituídas por:

- Haste com cone morse
- Esfera
- Cavidade acetabular

Nas reuniões que decorreram entre o INEGI e a Distrim 2 New Concept decidiu-se que a configuração a usar no caso de estudo seria a modular. Neste caso a esfera standard

será escolhida tendo em conta as características anatómicas do paciente e apenas a haste será feita à medida devido ser a esta ser a variável de maior variação.

Nas hastes à medida podemos ter dois tipos:

- Prótese cimentada com um manto de cimento de 1mm de espessura
- Prótese osteointegrável com prisão inicial por pressão”*press fitting*”

Para o caso de estudo ficam as duas hipóteses em aberto. No entanto convém esclarecer o seguinte:

Nas próteses cimentadas é mais fácil fazer a prótese à medida com base na definição da geometria da haste a partir da imagem TAC ou RMN do fémur feita.

Nas próteses osteointegrável a metodologia e os meios a usar são muito mais críticos e muito mais onerosos, pois é necessário durante a intervenção cirúrgica copiar a cavidade femoral com um silicone de cura rápida semelhante aos usados nos moldes dentários, devidamente rigidificado com uma haste metálica de pequeno diâmetro. Segue-se um levantamento de forma com perfilometria laser ou projecção de luz estruturada, geração de STL e maquinagem total ou acabamento por maquinagem CNC dentro do hospital.

#### 3.1.1.2 *Objectivos do caso prático*

Este trabalho prático tem como objectivo o estudo da viabilização do processo de fabrico de próteses à medida com recurso à prototipagem rápida. Este trabalho divide-se em 2 estudos: a viabilização do processo de fabrico das próteses e teste das últimas barbotinas feitas no INEGI,

Como o método de fabrico de próteses à medida e próteses standard são semelhantes, para desenvolver este trabalho optou-se por partir directamente para o desenvolvimento de fundição de precisão com uma prótese desenvolvida pelo professor José Simões da Universidade de Aveiro.

Identificada uma geometria de peça proposta pelo INEGI, geometria essa patenteada pelo Professor José Simões, consultor neste projecto.

A geometria encontra-se representada na Figura 47.

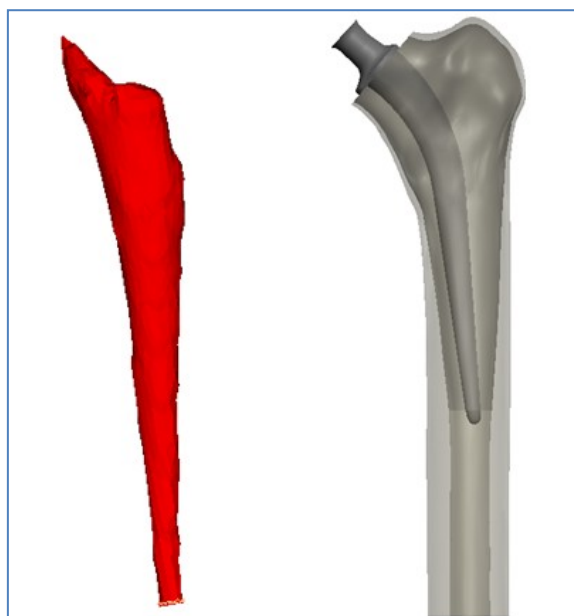


Figura 47 - Geometria da prótese e da cavidade femoral do professor José Simões

#### 3.1.1.3 Definição das especificações da prótese à medida

A geometria exemplificada na Tabela 24 obtida a partir da cavidade femoral de um paciente concreto recorrendo a uma TAC. Terá como principais desafios tecnológicos a maquinagem em 5 eixos em contínuo de uma peça longa e relativamente esbelta em liga de titânio. Como a envolvente da peça é muito grande, a obtenção desta peça apresenta problemas de custos devido á grande quantidade de material que é necessário desperdiçar. Acresce a este constrangimento económico a dificuldade adicional do cone morse necessitar de elevada precisão dimensional e baixa rugosidade e de a peça necessitar de acrescentos para a sua sujeição no equipamento de maquinagem.

A precisão dimensional da peça e os requisitos de rugosidade podem ser observado nas Tabela 24 e Tabela 25

Tabela 24 - Tabela resumo das especificações genéricas para a peça Anca

<b>Designação</b>	<b>Tolerância</b>
Cotas gerais	$\pm 0,25$ mm
Cone morse diâmetro 12mm	h7
Ângulos	$\pm 0^{\circ}30'$

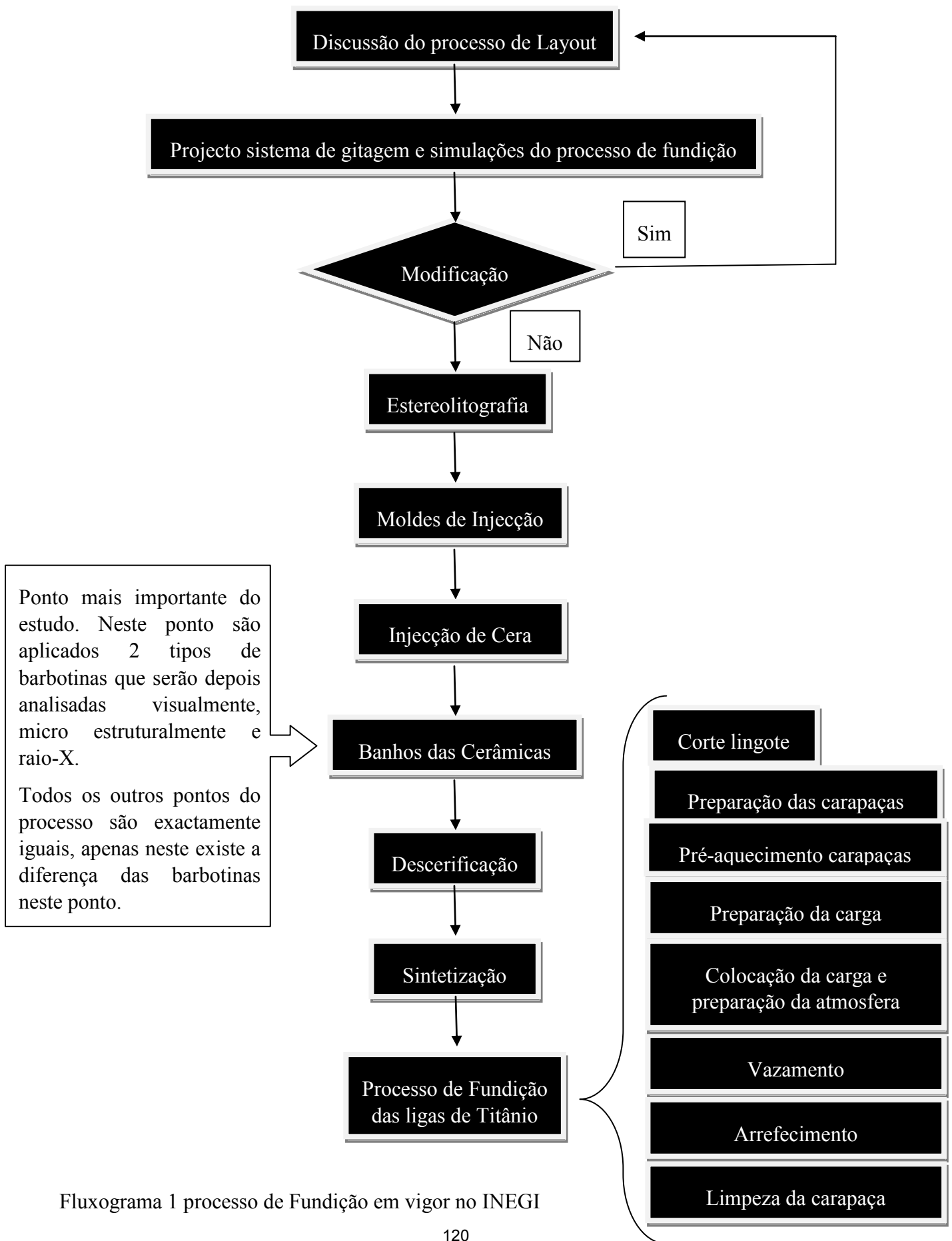
Tabela 25 resumo das especificações de rugosidade para a peça INEGI\_Anca

Rugosidade geral	0,8 $\mu$ m
Rugosidade cone morse	0,4 $\mu$ m

O Material será uma Liga de titânio Ti6Al4V ou como alternativa a liga Ti6Al4V ELI e o processo de fabrico é de fundição por precisão.

Neste trabalho, no intuito de otimizar custos e reduzir desperdícios, o método de maquinagem directa (que obriga a elevados desperdícios e desgaste de material) vai ser minimizado pelo método de fundição de precisão seguido de maquinagem. A peça obtida pelo método de fundição de precisão requer pouca ou mesmo nenhuma maquinagem dependendo da perfeição requerida. Neste caso a peça obtida no processo de fundição de precisão apenas terá maquinagem no cone morse sendo que o resto da peça contem todas as especificações obrigatórias.

O seguinte fluxograma mostra todo o processo de fundição de precisão existente no INEGI.



Fluxograma 1 processo de Fundição em vigor no INEGI

### 3.1.2 Discussão do processo de fundição e layouts da moldação

Uma vez verificadas as especificações, a reunião para verificação de parâmetros a utilizar nas próteses de anca no âmbito do fabrico de próteses com a indústria dos moldes, ocorreu no dia 17 de Março de 2011. Estiveram presentes Eng. Rui Neto, designer Ricardo Pereira, Eng. Paulo Machado, Eng. Nuno Leal, Gustavo André e Carlos Gonçalves, tendo do decidido que a prótese ficaria alimentada na vertical num conjunto de 4 modelos por molde; o cone morse terá mais 2 a 3 mm por banda para ser posteriormente maquinado, sendo a única parte a ter requisitos técnicos de veio h7; outros requisitos a cumprir: ser autoportante, evitar rechupes, e alimentar no máximo 1.3 a 1.5 kg por molde.

Para colocar 4 implantes por molde é necessário fazer um suporte. Este suporte vai ter como requisito a auto portabilidade, em nenhuma situação quer de colagem das ceras, revestimento das barbotinas e quaisquer movimentações o suporte pode partir. Outro requisito importante é a sua massividade, quanto maior for a massividade do suporte, mais metal consegue conter e isto teoricamente ajuda a evitar a existência de rechupes na peça a produzir e a fazer com que estes se situem no interior do suporte. Ainda se pode fazer com que esse suporte seja a pia para vaziar o material.

As ilustrações seguintes mostram algumas das soluções possíveis realizadas na reunião:

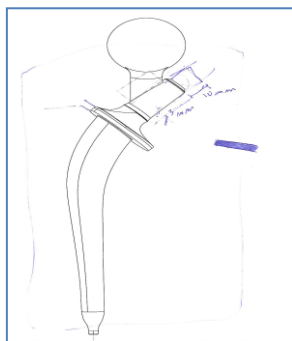


Figura 48 - Primeira solução possível da prótese de anca

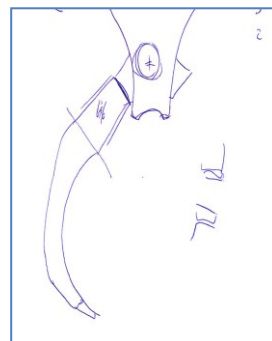


Figura 49 - Prótese de anca com pia

Na Figura 49, pode-se verificar a solução encontrada para fazer com que o suporte fosse também a pia de vazamento. De reparar também, da Figura 48 para a Figura 49, a massividade passou do cone morse para a massividade da pia/suporte.

### 3.1.3 Projecto do sistema de gitagem e simulações do processo de fundição

Todas as peças foram desenhadas com o software SolidWorks Premium existente no INEGI. Os desenhos foram produzidos por Ricardo Pereira, Pedro Silva, Nuno Leal e Carlos Gonçalves.

#### 3.1.3.1 A peça obtida com os parâmetros da reunião

Esta prótese foi modelada a partir da geometria patenteada da prótese de anca. Para materializar a prótese em prototipagem rápida e posteriormente fazer injeção de ceras, certos processos tiveram que ser tidos em conta tais como saídas e planos de apartação. O modelo teria que ser feito em duas partes, logo a peça teria que ser dividida em dois. A folga que se vê na Figura 50 em baixo no interior desta é já uma folga para o encaixe das peças quando estas estivessem na fase da produção do molde de resina. Na Figura 51 é possível verificar o aspecto do meio molde que vai ser prototipado.

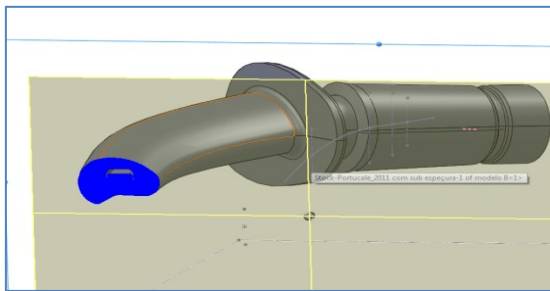


Figura 50 - Espaço do plano de apartação

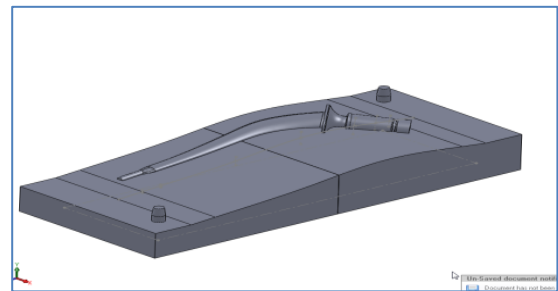


Figura 51 - Modelo a prototipar

Na Figura 52 em baixo consegue-se visualizar em detalhe a folga dada. Esta se não for respeitada, existe o problema das peças não encaixarem uma na outra. Basta uma ligeira contracção de uma das peças para que o molde não se encaixe no outro, ficando o conjunto inutilizado. Para evitar que isto aconteça, são deixadas folgas mínimas nas zonas dos encaixes dos moldes para garantir que estes se vão encaixar.

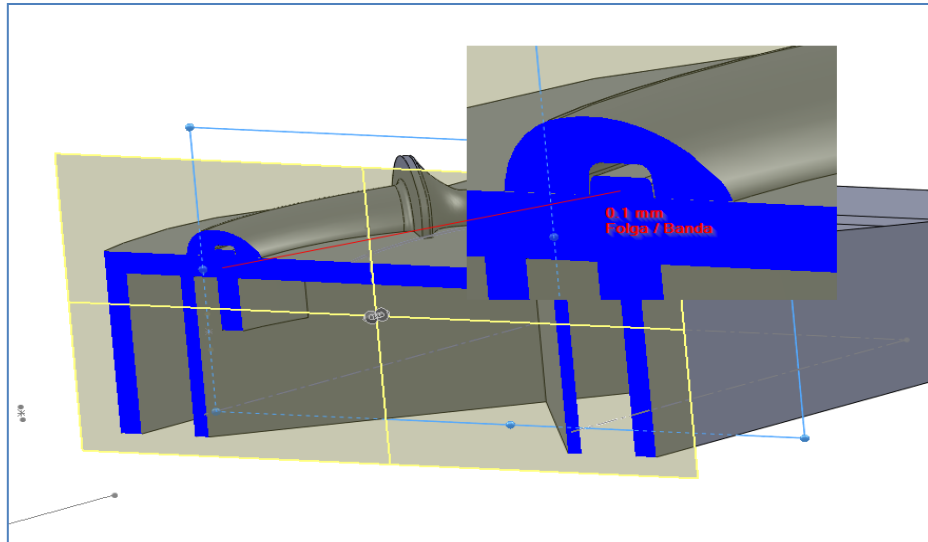


Figura 52 - Detalhe da folga do plano de apartação

3.1.3.2 *Pia de vazamento obtida com os parâmetros escolhidos.*

Para a dimensão da pia de vazamento apenas se teve em conta o tamanho da carapaça, devido à massividade e à altura desta, pois não deve ultrapassar a altura disponível do interior da câmara do forno.

A primeira versão da pia pode-se ver na Figura 53. O desenho desta pia foi de acordo com o Módulo de Arrefecimento que se tem respeitar. Este módulo é uma razão entre o volume que vai arrefecer com as superfícies arrefecedoras. Este módulo é explicado mais à frente, ao longo deste capítulo.

**1ª Versão:**

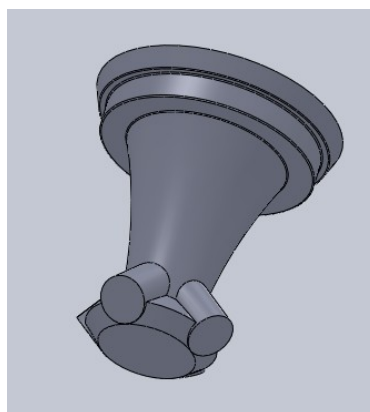


Figura 53 - Primeira versão da pia de vazamento

Existiu necessidade de projectar várias pias em solidworks pois grande parte do segredo de um bom vazamento está situado neste componente. Com ajuda de softwares de

simulação de processos de fundição pode-se simular o enchimento e arrefecimento da peça, para desta forma obter resultados virtuais que nos permitem ver se teremos uma boa ou má peça. Para obter bons resultados tiveram que ser feitas mais iterações.

### **2ª Versão**

Alimentadores mais directos e maior massividade

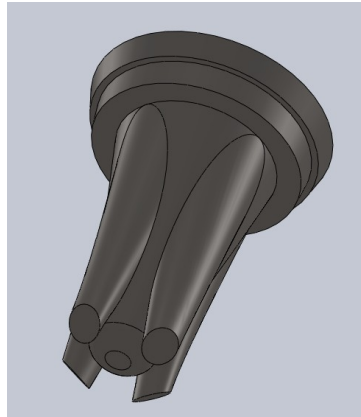


Figura 54 - Segunda versão da pia de vazamento

### **3ª Versão**

Houve necessidade de aumentar ainda mais a massividade de forma a evitar os rechupes no cone morse da peça e também de melhorar as contra-saídas. O terceiro modelo obtido foi o seguinte:

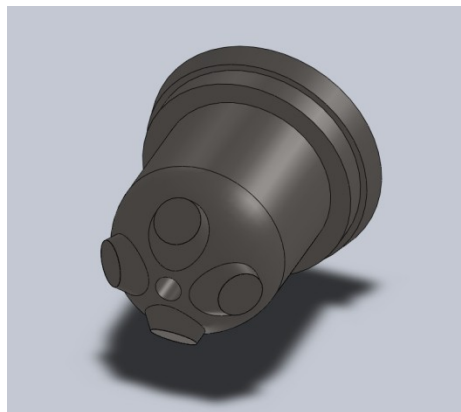


Figura 55 - Versão final da pia de vazamento

### 3.1.3.3 Módulo de arrefecimento

O estudo do valor do módulo de arrefecimento é importante, pois este, teoricamente garante à partida um bom enchimento da peça e faz com que os rechupes aconteçam na zona de maior massividade, isto é na pia de enchimento. O módulo é calculado como razão entre o volume e a superfície de arrefecimento. Apenas os segmentos mais próximos entre o contacto pia/peça é contabilizado e podemos ver na Figura 56 e Figura 57, em baixo, os volumes e a cor azul as superfícies que contabilizaram para o cálculo do módulo.

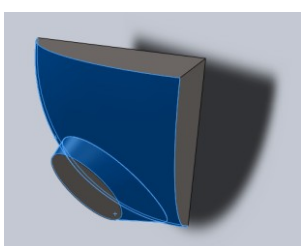


Figura 56 - Volume e área contabilizada para o cálculo do módulo da pia

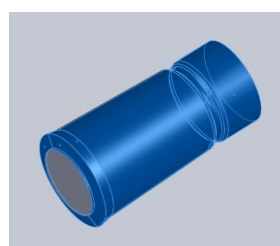


Figura 57 - Volume e área contabilizada para o cálculo do módulo da peça

A verificação é feita comparando os módulos da peça e da pia. Existe um valor mínimo estipulado que obriga a que o módulo da pia seja 1.5 vezes maior que o módulo da peça. Este valor indica que a pia terá que ter um volume superior à superfície que vai arrefecer e assim desta forma está a obrigar que o metal fundido tem que demorar mais tempo a arrefecer que na peça.

$$M = \frac{V}{S}$$

Módulo da prótese:

- Volume=11232mm<sup>3</sup>
- Superfície 2577 mm<sup>2</sup>
- Módulo=4.36

Módulo da pia:

- Volume=83825mm<sup>3</sup>
- Superfície=6824mm<sup>2</sup>
- Módulo=12.33

$$M_{pia} = 2.8 \times M_{prótese}$$

Como se pode verificar o valor de segurança foi largamente ultrapassado pelo que teoricamente teremos um bom enchimento quanto aos rechupes.

Aspecto final da peça com sistemas de alimentadores e gitagem

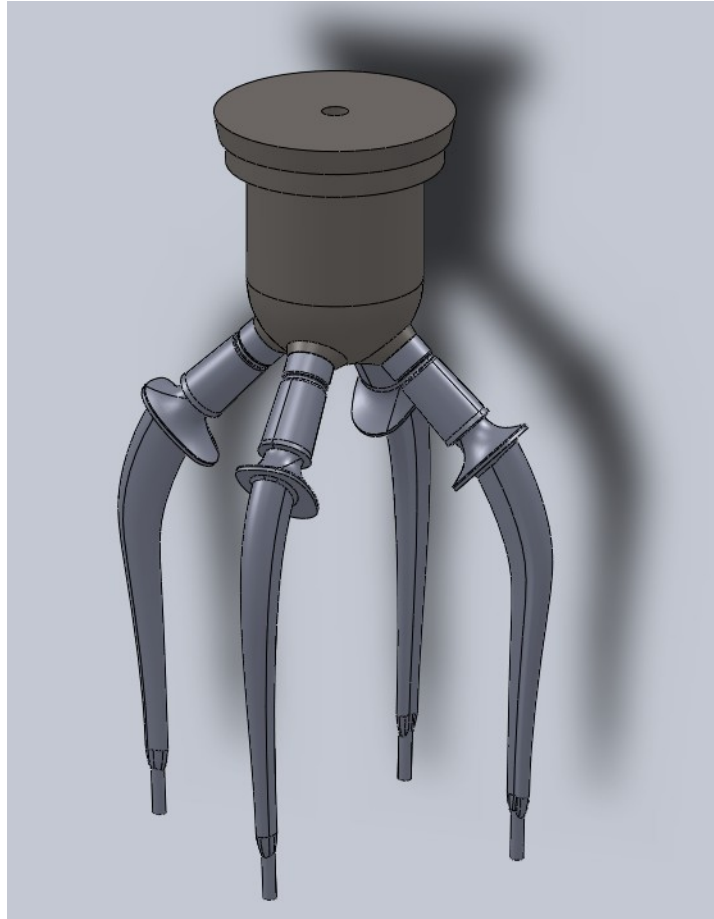


Figura 58 - Aspecto final da pia com sistema de gitagem

#### 3.1.3.4 Simulação do processo de fundição com recurso ao programa EXPERTO

Com o formato digital da pia e do implante foi possível simular os enchimentos da liga de titânio Ti6Al4V. Com ajuda deste programa consegue-se prever o que vai acontecer no enchimento e desta forma consegue-se alterar as formas e dimensões ainda sem haver nada materializado. Desta maneira poupa-se tempo e dinheiro.

Os problemas adjacentes à afinação do programa, as correcções necessárias a nível da geometria, propriedades da liga, geração da malha, temperaturas, resolução de bugs e subrotinas atrasaram a obtenção de resultados válidos. Contudo, após correcções das mesmas com bastante atenção e persistência, apresentam-se agora alguns resultados. A ordem de apresentação escolhida tenta, ao mesmo tempo, seguir as várias tentativas executadas, elucidar os problemas encontrados e suas soluções e por fim apresentar os resultados finais.

Nas simulações realizadas foi considerada a temperatura de vazamento de 1800°C, sendo este um valor médio dos vazamentos efectivamente realizados. A temperatura das carapaças na altura do vazamento é de 1000°C.

O valor de back pressure foi admitido no início como zero (0), porém como foi aconselhado pelo próprio designer do programa, caso se queira simular um diferencial de pressão de 100mbar este valor deve ser indicado para cerca de 0,9 bar.

### 1ª Versão da pia com o modelo do implante

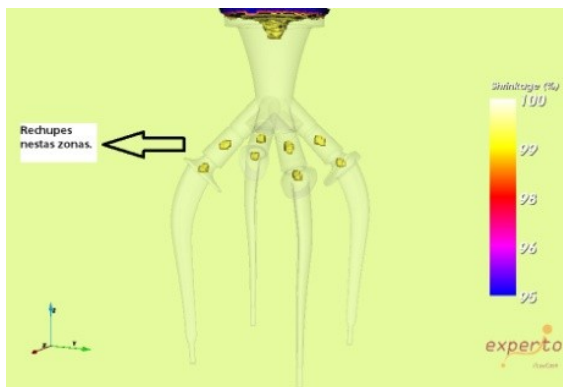


Figura 59 - Estudo rechupes com a 1ª versão da pia de vazamento

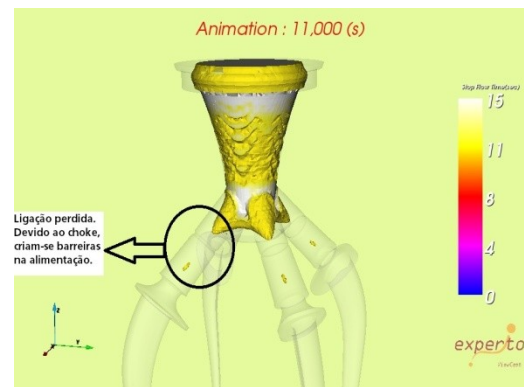


Figura 60 - Estudo rechupes com a 1ª versão da pia de vazamento (detalhe)

Como se pode ver nas imagens em cima (Figura 59 e Figura 60), existiam rechupes na zona do cone morse e para os evitar aumentou-se a massividade da pia e tentou-se colocar os canais de alimentação mais directos.

## 2ª Versão com maior massividade e alimentadores mais directos

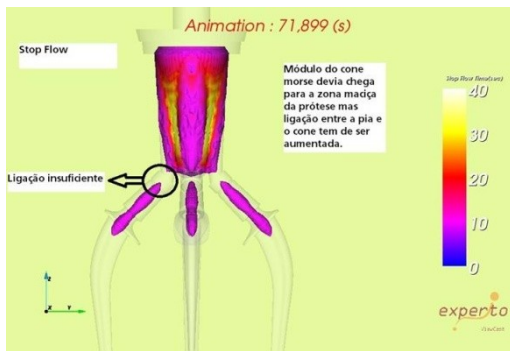


Figura 61 - Estudo arrefecimento com a 2ª versão da pia de vazamento

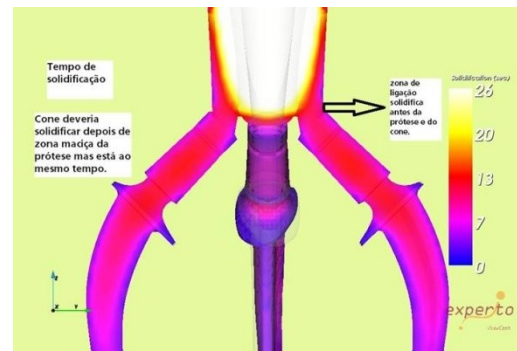


Figura 62 - Estudo arrefecimento com a 2ª versão da pia de vazamento (detalhe)

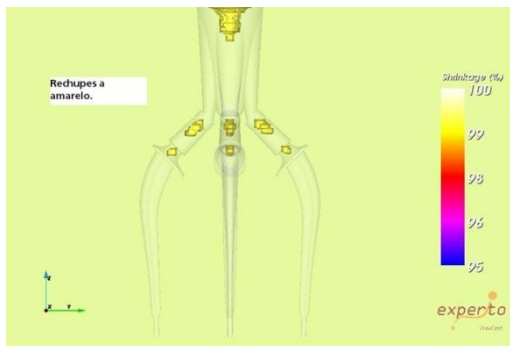


Figura 63 - Estudo rechupes com a 2ª versão da pia de vazamento

Mesmo com um maior módulo este modelo apresenta vários problemas. A alimentação de titânio no implante solidifica cedo e não permite o enchimento perfeito como se pode ver na Figura 61 e Figura 62. Na Figura 63 consegue-se ver os rechupes a amarelo provocados pela rápida solidificação do titânio na zona de alimentação da prótese.

## 3ª Versão com uma maior massividade.

Na Figura 64, pode-se ver a malha usada para o estudo de fundição e na Figura 65 pode-se ver as temperaturas obtidas durante o enchimento.

Apesar da simulação apresentar rechupes como se pode ver pela Figura 66, o modelo virtual não recria na perfeição a realidade pelo que se optou por passar para a materialização do modelo, visto que os rechupes aparentam ser pequenos e na simulação com fibra não apresenta rechupes como se pode verificar pela Figura 67.

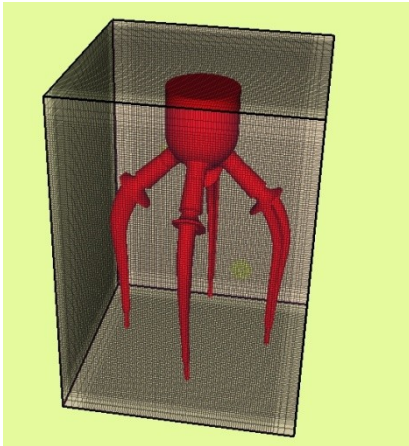


Figura 64 - Definição de malha e volume

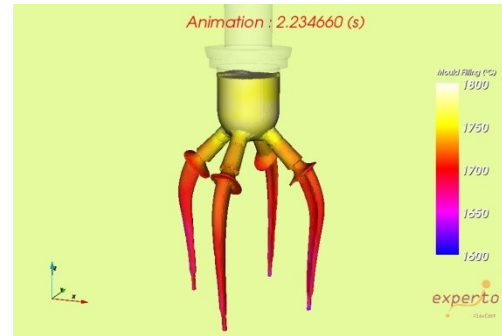


Figura 65 - Temperatura de enchimento

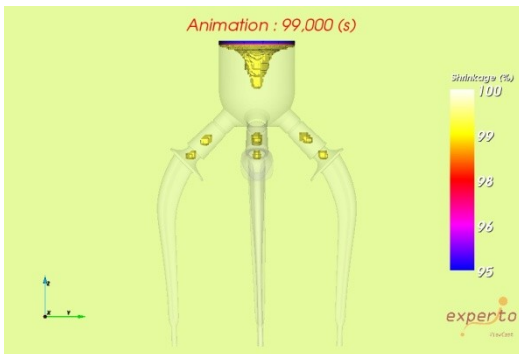


Figura 66 - Rechupes sem revestimento de fibra



Figura 67 - Rechupes com revestimento em fibra

Apesar destes problemas avançou-se com este modelo.

### 3.1.4 Estereolitografia – sla

No caso particular destes protótipos não era necessária muita precisão pelo que se optou por um estilo de construção *Fast 0,15* (trata-se de um modo de construção em que a velocidade de construção é privilegiada em prejuízo da precisão, e neste caso particular corresponde a uma precisão no eixo dos Z de 0,15mm, definida pelo avanço da plataforma em incrementos de 0,15mm), tendo a sua construção demorado cerca de 8 horas. Podemos ver na Figura 68 e Figura 69 o modelo já limpo.



Figura 68 - Estereolitografia prótese e sistema de gitagem



Figura 69 - Estereolitografia prótese e sistema de gitagem2

Para realizar o molde em resina, foi necessário realizar uma caixa à sua volta como podemos ver na Figura 70. Também se pode verificar que já tem os encaixes (peças amarelas nos dois cantos) responsáveis pelo guiamento das duas meias partes. O modelo estereolitográfico da prótese está colado ao meio molde de forma que ao deitar-se a resina por cima, esta não entre o implante e o meio molde. Ainda se consegue notar que já tem desmoldante para ser mais fácil a desmoldação da resina.



Figura 70 - Estereolitografia prótese e sistema de gitagem e caixa para vazar resina

Estereolitografia do sistema de gitagem:

O processo realizado para se obter a pia foi igual ao realizado para a construção do molde da peça.



Figura 71 - Estereolitografia pia de enchimento



Figura 72 - Estereolitografia pia de enchimento 2

A obtenção do molde foi feito por processos de fabrico rápido de ferramenta

### **3.1.5 Obtenção dos moldes de Injecção**

Após a colocação da estereolitografia num recipiente como mostra a figura, utilizou-se a resina poliuretano HB R19 para se obter o molde. Esta resina tem as seguintes propriedades:

- Rápida desmoldagem
- Multifuncionalidade
- Facilidade de utilização
- Contração inapreciável
- Aderência entre vazamentos sucessivos
- Fácil polimento
- Bom aspecto superficial, após a mecanização
- Boa resistência à temperatura, após a pós-cura
- Resistência à compressão
- Baixa viscosidade
- Proporção variável de adição de carga
- Possibilidade de pigmentação[56]

Na escolha desta resina para o molde foram tidos em conta diversos factores, como o preço e também a precisão dimensional necessária. Esta peça numa primeira fase não necessita de elevada precisão e como tal não será necessário gastar dinheiro em moldes mais caros (moldes maquinados em alumínio).

Produção do molde:

Fez-se uma caixa em madeira em torno do modelo estereolitográfico como se pode ver na Figura 73 em baixo. Com plasticina vedou-se as partes com folga para evitar que a resina se deslocasse para sítios não pretendidos e por fim colocou-se desmoldante de resinas.

O desmoldante usado foi a CERA 1111 cujas propriedades se podem ver em anexo.



Figura 73 - Caixa para vaziar resina



Figura 74 - Aplicação de desmoldante

Após o vazamento da resina, para retirar o máximo de ar da resina colocou-se o conjunto na máquina de vácuo durante 10 minutos (Figura 75), de maneira a tentar remover o máximo de ar acumulado para evitar que o molde contenha bolhas.



Figura 75 - Máquina de vácuo

Verteu-se a resina para a caixa do molde estereolitográfico e passadas 2 horas de cura retirou-se a primeira parte do molde como se pode ver nas imagens em baixo

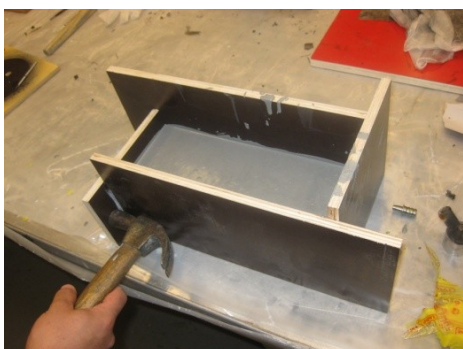


Figura 76 - Caixa para o encher com resina



Figura 77 - Aspecto do 1º meio molde

Seguidamente passou-se para a segunda metade do molde. Retirou-se a parte de estereolitografia e colocou-se o molde obtido no primeiro vazamento no recipiente para voltar a vazar resina para se obter a segunda metade do molde.



Figura 78 - Aspecto da primeira metade do molde



Figura 79 - Vazamento da segunda parte de resina

Após o vazamento e remoção de ar por vácuo, seguiu-se um período de 2 horas de cura e depois 3 horas no forno a 80°C para facilitar o desmolde, como se pode ver no conjunto de ilustrações a seguir.



Figura 80 - Forno de desmolde



Figura 81 - Desmoldação

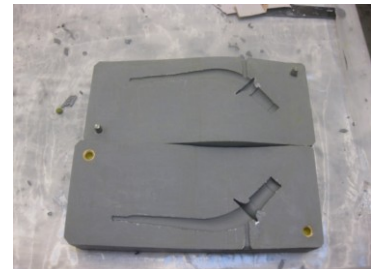


Figura 82 - Aspecto final do molde de resina

O modelo estereolitográfico foi removido com facilidade, mas o molde apresentou pequenos defeitos na interface de encosto do suporte do molde e da prótese.

Moldação da Pia:

O processo de moldação realizado para a pia foi igual ao molde da prótese, como se pode ver pelas ilustrações em baixo.

## Moldação da pia



Figura 83 - Vazamento da 1ª metade



Figura 85 - Meio molde preparado para a 2ª metade



Figura 84 - Rectificação do furo para vazar a 2ª metade



Figura 86 - Aspecto final do molde da pia

### 3.1.6 Injecção de Cera

Após a cura dos moldes de resina procedeu-se à injecção de cera. Esta foi realizada na maquina desenvolvida pelo INEGI/M.J.Amaral, com 150 bar de aperto de molde e 40 bar de injecção de cera.



Figura 87 – Máquina de injecção de cêra



Figura 88 - painel de controlo da máquina de injecção de cêra

O processo de injecção de ceras segue um conjunto de parâmetros de segurança e operacionais que são listados por ordem de execução:

- 1) Utilizar equipamentos de protecção pessoal como óculos de protecção, auscultadores e botas.
- 2) Verificações das temperaturas da máquina para analisar se estão dentro do estabelecido (ter em conta que as propriedades óptimas da cera é de aproximadamente 70°C)
- 3) Verificar os tempos de injecção e aperto do molde, pressões, caudal de injecção, curso do cilindro, bico de injecção e nível de cera.
- 4) Efectuar limpeza do molde com acetona
- 5) Colocar um pequeno filme de desmoldante
- 6) Regular a altura do bico de injecção para o molde
- 7) Encostar o molde ao bico de injecção
- 8) Fechar as portas de segurança da máquina

- 9) Iniciar o ciclo de injeção pressionando ao mesmo tempo os dois botões negros na consola frontal
- 10) Após o ciclo, retirar e abrir o molde
- 11) Retirar a peça em cera com ajuda de ar comprimido.
- 12) Colocar a peça sobre o gabari de apoio para não deformar

A cera utilizada foi a Argueso (ref. 2774). Esta cera tem a propriedade de ser reutilizável quando voltada a aquecer e ter baixo teor de cinzas residuais, no processo da descerificação o que vai ser abordado mais à frente neste capítulo. [57]

O desmoldante usado foi o Lusin Alro Ol 151 especial para titânio como se pode ver na Figura 89 - Desmoldante especial para titânio. Notas importantes acerca da escolha deste desmoldante são que este não contém componentes com oxigénio e sílica na sua constituição. Se por engano se usar o desmoldante para silicones (também existente no INEGI) este é de difícil remoção e como contém sílica oxigénio na sua composição quando for vazado com titânio, este vai reagir e vai criar o óxido de titânio ou alfa case na sua superfície e provocar contaminação.



Figura 89 - Desmoldante especial para titânio



Figura 90 - Aplicação do desmoldante no molde

Para finalizar o processo das ceras, o passo a seguir é a colagem da pia às próteses. A colagem é feita com cera-cola da REMET e um ferro de soldar a cerca de 400°C.

O ideal seria mergulhar ligeiramente as faces que se querem colar num banho de cera-cola e juntá-las, mas como apenas se consegue mover livremente a cera da prótese, a solução é derreter ligeiramente a face da pia que se vai colar e mergulhar cerca de 1mm a face a colar da prótese e juntar as duas partes. O resultado final é o que se pode ver na Figura 91.



Figura 91 - Modelo de cera

### 3.1.7 Construção dos Modelos

Barbotinas utilizadas na construção dos modelos cerâmicos:

FaceCoat:

Tabela 26 - Facecoats

Barbotina	Ligante	Farinha	Aditivos
B153	Primal Água	Ytria Titânia	Aerodisp Erkantol Acrysol Dapra
B139	Primal Água	Ytria Ytria Titânia	Fosmex Acrysol Dolapix Erkantol

Tabela 27 - Backups

Barbotina	Ligante	Farinha	Aditivos
B150	Primal Levasil		



Figura 92 - Leitura do pH



Figura 93 - Medição viscosidade

A constante monitorização das barbotinas é de extrema importância pois se algum parâmetro tal como o pH se alterar podemos ter gelificação da barbotina. Isto implica que os modelos não terão as precisões dimensionais pretendidas, ficando portanto as peças defeituosas. A leitura do pH é realizada através de um medidor de pH Testo23 como ilustrado na Figura 92 - Leitura do pH, e a leitura da viscosidade é com um viscosímetro copa Zahn#4, como ilustrado na Figura 93 - Medição viscosidade.



Figura 94 - Leitura do peso da placa



Figura 95 - Medição da densidade

O controlo das barbotinas é de tal maneira vital para todo o processo que a sala em que estes se encontram tem controlo de temperatura e humidade. Na Figura 94 - Leitura do peso da placa pode-se ver o processo de leitura de densidade e também de viscosidade



### 3.1.8 Banhos

Com todos os parâmetros das barbotinas dentro dos valores de controlo, o passo seguinte é a limpeza dos modelos de cera. Este processo fica localizado na sala das barbotinas, de modo a garantir a menor variação possível de temperatura até ao fim do processo de fabrico das carapaças. Como se pode ver na Figura 98 - Desengordurante a limpeza começa com um banho de *Trisol*, um líquido desengordurante que limpa a cera e realiza um ataque químico à superfície para que esta não reaja com as barbotinas. O tempo de imersão foi de aproximadamente 15 segundos para que não houvesse demasiado ataque químico dos modelos de forma a evitar qualquer dano na sua superfície.



Figura 98 - Desengordurante

Posteriormente como podemos ver na Figura 99 - Lavagem e secagem passa-se por água corrente e seca-se com ar comprimido. No lado direito da Figura podemos verificar que a cor da cera ficou ligeiramente mais baça devido ao ataque químico realizado com o desengordurante. Este aspecto mais baço, tem importância, pois indica que o ataque químico foi bem sucedido. Se este ponto não for respeitado, a cera pode reagir com a barbotina e ficar “agarrada” a esta. Se isto acontecer, na descerificação como se vai poder ver mais à frente, a cera ao sair leva consigo as camadas das primeiras imersões que são responsáveis por anular a reactividade do titânio com os outros componentes.

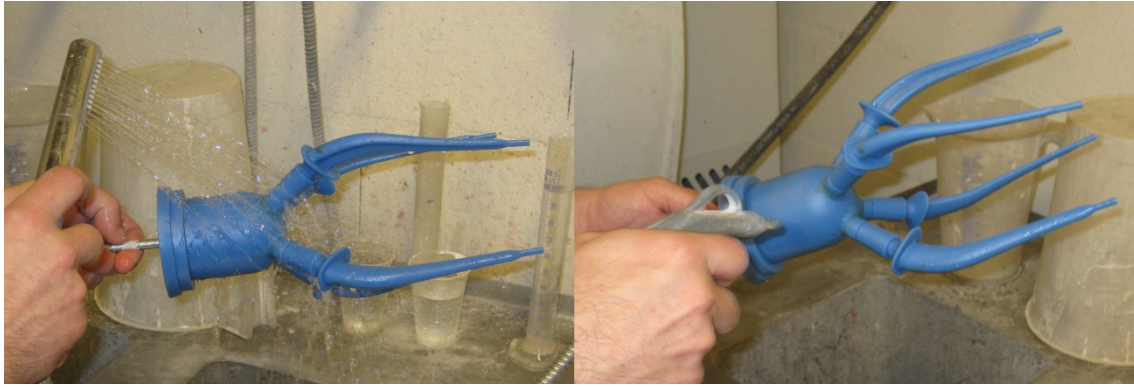


Figura 99 - Lavagem e secagem

Após a verificação da limpeza do modelo, mergulhou-se o molde de cera nas barbotinas como se mostra na Figura 100 - 1ª imersão na barbotina seleccionada. Esta primeira imersão é a mais importante de todas, pois é a que vai estar em contacto com a liga de Ti6Al4V que é muito reactiva. Esta primeira camada é a principal responsável pela perfeição da superfície da peça metálica. Esta primeira camada é chamada de *facecoat* e representa grande parte do sucesso de todo o processo de obtenção de próteses.

Podemos também observar na Figura 101 - Revestimento com partículas cerâmicas de Ytria método para cobrir toda a peça com partículas cerâmicas de Ytria. Este método é chamado de chuveiro de Ytria.



Figura 100 - 1ª imersão na barbotina seleccionada



Figura 101 - Revestimento com partículas cerâmicas de Ytria

Após estes banhos, o molde fica a secar como se pode ver na Figura 102 - Secagem durante aproximadamente 3 horas. Este processo de secagem tem como objectivo a

eliminação da água existente após a aplicação duma camada e consequentemente a gelificação do ligante. O tempo de secagem é definido pela geometria das peças, da incidência da ventilação forçada, da humidade, da temperatura medida junto da carapaça e do número da camada respectiva. Após essa secagem procede-se a outros banhos. No caso de estudo, os modelos levaram duas camadas de *facecoat* e seis banhos de outro tipo de barbotina para efectuar o *Backup*. Como se pode ver na Figura 105 e Figura 106 deste capítulo.

Embora a principal preocupação no desenvolvimento de ligas de titânio seja a formulação de uma barbotina de *facecoat* que minimize a reacção com o banho de titânio, também o *backup* deve garantir, nomeadamente a resistência mecânica de toda a carapaça cerâmica, a resistência ao choque térmico, a permeabilidade (para facilitar o enchimento das peças de paredes finas), etc.

Este método de banhos é muito aplicado no INEGI e está em constante aperfeiçoamento de modo a garantir que as peças obtenham um acabamento cada vez melhor. Na Figura 103 - 2ª imersão na barbotina e Figura 104 - Imersão em leito fluidizado de Alumina FEPA 60 podemos ver o banho de backup.



Figura 102 - Secagem



Figura 103 - 2ª imersão na barbotina seleccionada



Figura 104 - Imersão em leito fluidizado de Alumina FEPA 60

Estes passos são repetidos o número de vezes que estiver estipulado para o número de camadas ou banhos. Tal como acontece com as barbotinas, todo este processo é apontado numa ficha de produção como podemos ver na Figura 105 - Ficha produção B153 e Figura 106 - Ficha de produção B139. Nestas fichas apontam-se todos os banhos realizados, tal como a data, hora, tempo de secagem, ligante, tipo de refractário (areia), número da barbotina, viscosidade, pH, densidade, placa teste e operador. Todos estes factores interferem directamente no estado final da peça, o próprio operador, é o mesmo para que não haja erros de leitura.

ZOLLERN		megi		PROJECTO LUFTHANSA FICHA DE PRODUÇÃO - PREPARAÇÃO DE CARAPAÇAS							Data: 13-05-11 N: 004 261	
Peça: 2 cacho Pentaflex	Conformes:			N.conformes:			Localização:	Amarelo				
Peça:	Conformes:			N.conformes:			Localização:					
Peça:	Conformes:			N.conformes:			Localização:					
Material do Modelo: Cera	Desmoldante:			Ataque Cera:	Triazol							
Data	Hora Início	Hora fim	Tempo sec.	Ligante	Areia	Nº Barbotina	Viscosidade	PH	Densidade	Teste placa	Operador	
13-05-11	10:25	10:43	3A	Painal	Ytaia 125	153	9	9,82	2,89	2,05	Nuno	
"	14:15	14:30	2A	"	"	"	"	"	"	"	"	
"	16:23	16:30	"	Pain/Levost	Feqa 60	150	6,78	8,06	2,77	"	Nuno	
16-05-11	10:15	10:19	"	"	"	36	"	8,07	2,28	"	Nuno	
"	12:10	12:14	"	"	"	"	"	"	"	"	"	
"	14:26	14:30	"	"	"	"	"	"	"	"	"	
"	16:05	16:00	"	"	"	"	"	"	"	"	"	
"	17:32	17:39	"	"	"	Banho	"	"	"	"	Nuno	
←												
Peça	Designação			Descrific.	Ciclo	Conformes	N. conformes	Sinteriz.	Ciclo	Conformes	N. conformes	
					998°/100°							
				923°/950°								
				977°/105°								
Observações												

Figura 105 - Ficha produção B153


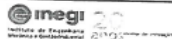
 		<b>PROJECTO LUFTHANSA</b> <b>FICHA DE PRODUÇÃO - PREPARAÇÃO DE CARAPAÇAS</b>				Data: 12-05-11 N: Cot. 260					
Peça: 2 cochos Peçete	Conformes:	N.conformes:	Localização: N.º 1/2 Rosa								
Peça:	Conformes:	N.conformes:	Localização:								
Peça:	Conformes:	N.conformes:	Localização:								
Material do Modelo: eca	Desmoldante:		Ataque Cera: Teisal								
Data	Hora Inicio	Hora fim	Tempo sec.	Ligante	Areia	Nº Barbotina	Viscosidade	PH	Densidade	Teste placa	Operador
12-05-11	12:07	12:15	3h	Primal	yteia 125	139	16,19	9,37	3,14	2,61	Nuno
"	15:00	15:10	2h	"	"	"	"	"	"	"	"
"	17:30	17:37	"	Levinox	Fepa 60	150	6,75	8,12	2,26	"	Nuno
13-05-11	9:50	9:55	"	"	" 36	"	6,78	8,06	2,27	"	"
"	11:58	12:05	"	"	" "	"	"	"	"	"	"
"	15:00	15:06	"	"	" "	"	"	"	"	"	"
"	17:23	17:27	"	"	" "	"	"	"	"	"	"
16-05-11	10:23	10:28	"	"	Bambu	"	6,78	8,07	2,28	"	Nuno
<hr style="border: 1px solid blue;"/>											
Peça	Designação			Descirific.	Ciclo	Conformes	N. conformes	Sinteriz.	Ciclo	Conformes	N. conformes
					998°/1007°						
				983°/950°							
				997°/1005°							
Observações											

Figura 106 - Ficha de produção B139

### 3.1.9 Descerificação

O processo de eliminação do modelo e restantes componentes em cera do interior da carapaça cerâmica é feito por calcinação usando para tal o forno de descerificação por choque térmico (*flash firing*) apresentado na Figura 110. A Figura 107 mostra a preparação necessária para remover a parte superior da carapaça para facilitar a saída da cera. Na Figura 108 podemos ver uns pequenos furos para facilitar a saída e ajudar na expansão térmica da cera. Na Figura 109 podemos ver em detalhe o aspecto final dos banhos das barbotinas numa zona mais complexa (zona de ângulos vivos).



Figura 107 - Limpeza da parte superior



Figura 108 - Aspecto da carapaça cerâmica



Figura 109 - Zona mais sensível da carapaça

O facto de a 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 de notar que pode provocar-se a fissuração desta devido ao desenvolvimento de pressões internas muito elevadas durante o aquecimento. Para evitar que tal aconteça efectuaram-se os seguintes procedimentos:

- 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”.
- Os cachos foram colocados no forno a uma temperatura de 1000°C de modo a criar um choque térmico de maneira acentuada entre a carapaça e o modelo. Desta forma, antes do núcleo 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;



Figura 110 - Forno de descerificação



Figura 111 - Temperaturas do forno de descerificação

Na Figura 112 pode-se ver as carapaças a entrar no forno de descerificação e na Figura 111 a temperatura do forno aquando da entrada das carapaças. Na Figura 113 mostra a saída das carapaças do forno de descerificação.



Figura 112 - Entrada do forno das carapaças cerâmicas

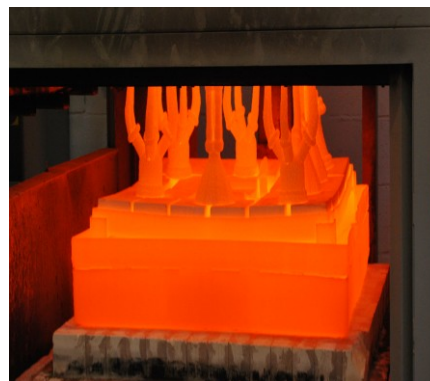


Figura 113 - Saída do forno de descerificação das carapaças cerâmicas

### 3.1.10 Sinterização



Figura 114 - Temperatura forno sinterização

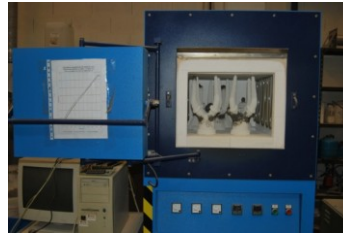


Figura 115 - Vista do forno de sinterização com carapaças



Figura 116 - Aspecto das carapaças após sinterização

Como procedimento geral, após a submissão das carapaças à temperatura de 1000°C (temperatura máxima do forno), estas permaneceram durante mais duas horas a essa temperatura de modo a aumentar a sua resistência mecânica.

Para além deste tratamento, efectuou-se uma sinterização com o objectivo de melhorar a resistência mecânica da carapaça sem comprometer a sua permeabilidade. No Gráfico 23 - Ciclo térmico característico de sinterização das carapaças apresenta-se o ciclo térmico imposto à peça após descerificação no forno como se pode ver, em cima, na Figura 114, Figura 115 e Figura 116 em cima.

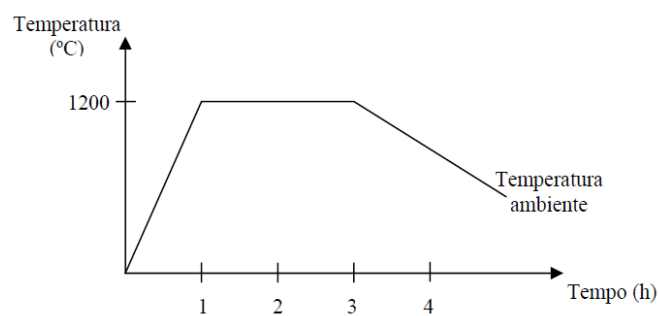


Gráfico 23 - Ciclo térmico característico de sinterização das carapaças

### 3.1.11 Processo de obtenção de próteses fundidas

#### 3.1.11.1 Preparação da carga - Corte do lingote da liga de titânio Ti6Al4V



Figura 117 - Corte do lingote de Ti6Al4V

O corte da carga é efectuado numa serra como se pode visualizar na Figura 117, de modo a obter-se a massa de carga [kg] necessária para a fusão e vazamento. De realçar que o forno desenvolvido no INEGI tem uma capacidade máxima de 2.0 kg de material e que 200g deste material não chegam a ir para a peça ficando solidificada no cadinho do forno na altura do vazamento. É necessário ter estes valores em conta para que a carga a cortar seja suficiente para se obter um vazamento completo.

#### 3.1.11.2 Preparação das carapaças

Este processo representado na Figura 118 e Figura 119, é feito para melhorar o enchimento, não permitindo que as carapaças percam calor tão rapidamente. As carapaças foram revestidas por uma fibra cerâmica com 15mm de espessura.



Figura 118 - Preparação das carapaças



Figura 119 - Aspecto da carapaça com fibra cerâmica

Todo este processo descrito passa por desenvolver a carapaça em fibra cerâmica para que não percam calor tão rapidamente do que sem esta.

### *3.1.11.3 Pré-aquecimento das carapaças para vazamento*

Esta operação é realizada para elevar a temperatura da carapaça. O forno de aquecimento das carapaças deve estar o mais perto possível do forno de vazamento do metal. Esta disposição deve-se a condições de segurança, para não deslocar peças a 1150°C e também para que a carapaça perca o mínimo de temperatura entre o forno de aquecimento das carapaças e o forno de fundição. O tempo de aquecimento deve ser no mínimo de 2 horas para garantir que toda a carapaça esteja a temperatura desejada.



Figura 120 - Colocação da carapaça no forno de pré-aquecimento

#### 3.1.11.4 *Preparação da carga*

A preparação da carga não é nada mais do que uma limpeza da superfície da carga a fundir. Desta maneira, tenta-se remover qualquer impureza da sua superfície. Este processo deve ser feito o mais próximo possível da hora do vazamento de forma a que esta superfície esteja o menor tempo possível exposta a impurezas suspensas no ar e contacto directo com este.

A limpeza foi realizada na granalhadora com esferas de coríndon que são usadas para limpeza das superfícies. A Figura 121 mostra a limpeza das peças.



Figura 121 - Preparação das cargas – limpeza

#### 3.1.11.5 *Colocação da carga no cadinho*

Nesta operação deve-se ter cuidado para não tocar com os dedos na carga a fim de evitar-se ao máximo a contaminação do metal.

#### 3.1.11.6 *Colocação da carapaça no forno e preparação da atmosfera*

A carapaça deve estar o mais quente possível na altura do vazamento do metal, portanto os passos a cumprir devem operacionalizar-se o mais rápido possível.

A atmosfera ideal para vazar titânio seria uma atmosfera de vácuo, inexistência quase completa de matéria, desta maneira garantíamos que o titânio não reagia com nada. Mas a liga em uso é a Ti6Al4V, e esta contém aproximadamente 6% de alumínio na sua constituição e o alumínio a muito baixas pressões quando aquecido fica no estado de vapor saturado, o que causa o desaparecimento do alumínio da liga e que este se perca na atmosfera controlada do forno. Devido a este factor a atmosfera para vazar esta liga tem que conter um elemento inerte ao titânio e que garanta uma pressão mínima para que o alumínio não vaporize. Podemos ver, na Figura 123 do lado direito, as pressões absolutas (150 mbar) no interior do forno conseguidas com injeção de argon que é completamente inerte ao titânio.

Para iniciar o processo de controlo da atmosfera no interior do forno, inicia-se por criar vácuo e depois sofre uma “lavagem”, que é a injeção de argón. Esta injeção garante quase a inexistência de todos os componentes existentes no ar que reagem com o titânio. Depois desta injeção de argón volta-se a reduzir a pressão no interior do forno, mas desta vez para uma pressão de controlo para iniciar a fundição da liga de titânio, Ti6Al4V. Desta forma garante-se que a atmosfera seja a mais controlada possível.

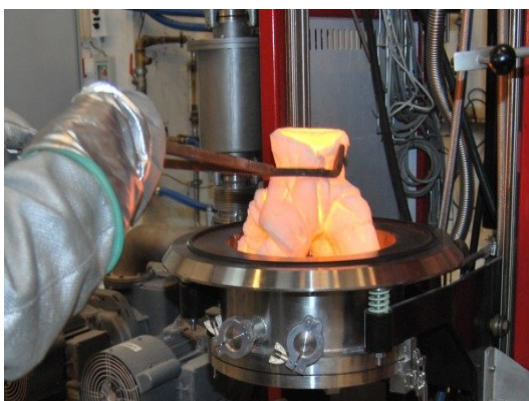


Figura 122 - Colocação da carapaça no forno de vazamento



Figura 123 - Pressões absolutas no interior da câmara do forno

### 3.1.11.7 Vazamento

O vazamento efectuou-se no Forno eléctrico de fusão por indução com cadinhos frios marca Celes (INEGI). A unidade de potência deste forno apresenta as seguintes especificações:

- Potência disponível: 100kW;
- Frequência máxima: 100kHz

Este cadinho (componente de cor dourada que aparece no centro da Figura 124) permite fundir materiais de elevado ponto de fusão (2000 a 3000°C). A carga é colocada no interior do cadinho formado por segmentos com a forma de gomos de cobre arrefecidos a água.

O seu princípio de funcionamento baseia-se na concentração de fluxo electromagnético. De uma certa forma pode-se comparar ao funcionamento de um transformador, a carga encontra-se em curto-circuito, pois a bobine de alta frequência induz correntes em cada sector que por sua vez induzem corrente na carga.

A concentração do fluxo é garantida pela forma do cadinho em forma de taça. Esta é constituída por vários gomos independentes de cobre refrigerados. Esta forma permite a

existência de aquecimento (correntes de Eddy) e levitação ao mesmo tempo (Laplace). O centro desta taça apresenta um furo que é tapado por um stopper também constituído por cobre e igualmente refrigerado.

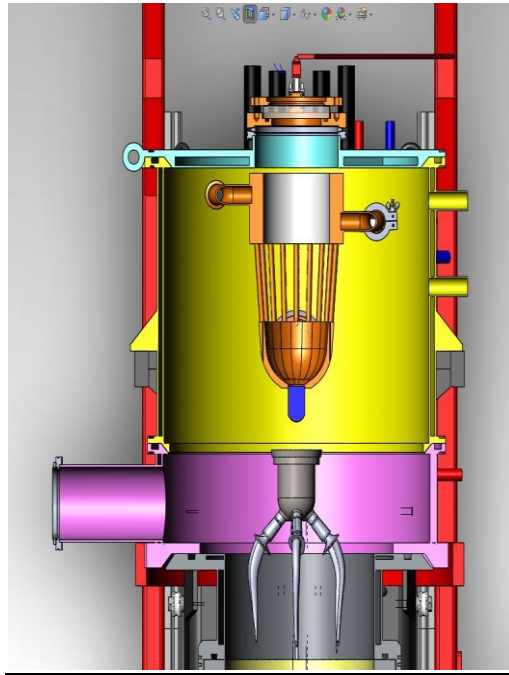


Figura 124 - Esquema do forno

A parte que inicia todo o processo do vazamento é a abertura do forno de aquecimento das carapaças. A partir deste momento, todos os restantes processos têm que ser realizados o mais rápido possível, para que a carapaça perca o mínimo de temperatura.

O vazamento ocorre quando a temperatura do metal fundido estabiliza a cerca de 1780°C durante um minuto. Nesta fase abre-se o stopper e deixa-se cair o metal por gravidade.

A temperatura de vazamento de uma liga de Ti6Al4V é de aproximadamente 1780°C enquanto a temperatura da carapaça quando esta sai do forno de aquecimento é de 1150°C. Portanto, na situação ideal existe cerca de 650°C de diferença entre a carapaça e o metal fundido, esta diferença tende a aumentar com o tempo pois a carapaça mesmo com a protecção da fibra cerâmica perde sempre energia para o exterior traduzindo-se em perda de temperatura. No pior dos cenários, se esta diferença de temperatura entre carapaça e temperatura do metal fundido for elevada, a carapaça pode fissurar ou mesmo partir devido ao choque térmico.

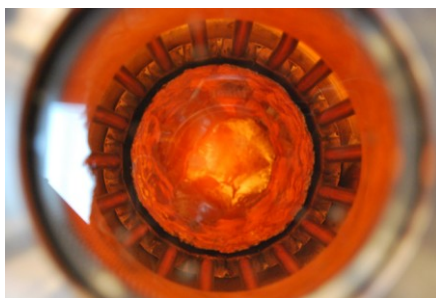


Figura 125 - Skull residual

#### 3.1.11.8 Arrefecimento

O arrefecimento pode dizer-se que é dividido em duas partes, uma inicial que é efectuada dentro do forno e outra no exterior. Esta separação serve apenas para que o material arrefeça num ambiente inerte durante as temperaturas em que o titânio contido na liga reage com os componentes presentes no ar. É deixado num ambiente neutro para que o titânio arrefeça sem reagir, até descer a temperatura de reacção. Aproximadamente, quando chega aos 600°C a peça é retirada e deixa-se arrefecer no exterior. A produção de  $\alpha$ -case a esta temperatura é quase mínima e o tempo de arrefecimento é muito mais curto devido à peça se encontrar com o ar, que é muito mais denso que a atmosfera controlada.



Figura 126 - Arrefecimento

#### 3.1.11.9 Remoção da carapaça cerâmica, limpeza da peça e corte

Para limpar a peça foi usado um martelo de mão para tirar o grosso da cerâmica e posteriormente a granalhadora de esferas de coríndon para conferir uma melhor perfeição de limpeza nas zonas de difícil acesso. Nas ilustrações em baixo é possível observar os passos de limpeza. As partes douradas que se podem visualizar, na Figura 129 e Figura 130 em baixo, são partículas de óxido de titânio. Estas formaram-se devido ao contacto com a carapaça

cerâmica e com pequenas partículas que ficaram mesmo com as lavagens. Esta camada é extremamente fina e pode ser limpa na granalhadora de esferas de coríndon que, como se pode ver nas últimas ilustrações já está removida.

O aspecto do skull residual no interior do cadinho frio pode ser observado na Figura 126.

A Figura 127 e Figura 128 em baixo, mostra o que resta do vazamento da liga Ti6Al4V que fica no cadinho do forno. A cor que este resto de vazamento apresenta, mostra um elevado grau de pureza do titânio. Esta cor brilhante mostra que o titânio reagiu muito pouco devido à atmosfera controlada do forno de vazamento.



Figura 127 - Skull residual

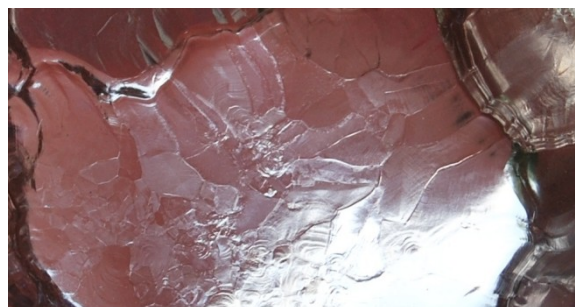


Figura 128 - Cor e aspecto do skull residual

Na imagem em cima da direita é possível ver a olho nu o tamanho do grão da liga de Ti6Al4V, este tem este tamanho devido ao arrefecimento rápido que teve. Este resto do vazamento estava em contacto com o cadinho e este nos vazamentos em titânio é arrefecido o que proporcionou um arrefecimento mais rápido que a peça que se encontrava apenas em atmosfera controlada.

Todos os restos dos vazamentos que ficaram no cadinho apresentaram esta cor, que indica um elevado grau de pureza obtida com a atmosfera controlada no forno.



Figura 129 - Remoção da carapaça



Figura 131 - Fundido limpo



Figura 130 - Fundido sem carapaça



Figura 132 - Fundido limpo - detalhe

O procedimento seguinte é a separação das próteses pelas zonas de massividade. Para cortar as peças foi usada uma rebarbadora eléctrica. O local de corte é marcado previamente, tal como se pode ver com um círculo vermelho na Figura em baixo. A Figura 135 mostra as peças já cortadas com a rebarbadora. De reparar que estas apresentam várias tonalidades devido ao sobreaquecimento do titânio resultante do contacto com o disco de corte que originou uma camada de óxido de titânio. Neste caso não é problemático dado que existe uma margem suficiente entre o corte e a face da peça para que se proceda a um corte mais cuidado como se pode ver na Figura 136 a peça a ser cortada na máquina Struers.

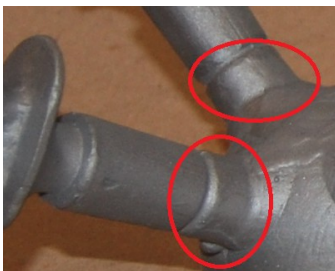


Figura 133 - Zonas de corte



Figura 134 - Corte com rebarbadora



Figura 135 - Próteses cortadas



Figura 136 - Corte fino na máquina struers 2

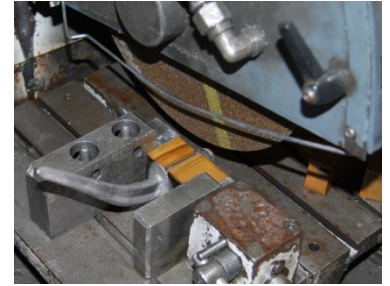


Figura 137 - Corte fino na máquina struers

Devido à complexa geometria da peça, foi necessário fazer um apoio específico para que se pudesse fazer um corte mais cuidado. Este corte pode ser visto na Figura 138 e Figura 140. Em termos de comparação pode-se ver na Figura 135 e na Figura 138 as diferenças de um corte grosseiro e de um corte cuidado.



Figura 138 - Corte fino das próteses da barbotina 139



Figura 140 - Corte fino das próteses da barbotina 153



Figura 139 - Prótese da barbotina 139



Figura 141 - Prótese da barbotina 153

### 3.1.12 Características das peças obtidas

Neste subcapítulo realiza-se uma comparação das peças obtidas com as duas barbotinas aplicadas para estudo. Para tal, serão analisadas por análise visual, análise microestrutural e análise de raio-X.

#### 3.1.12.1 Carapaça

Este estudo da carapaça foi realizado depois da descrição. Como se pode ver pelas ilustrações em baixo, ambos os tipos de carapaças utilizadas apresentam texturas e aspectos semelhantes, apesar de que a barbotina 139 apresentava uma superfície interior mais perfeita que a barbotina 153.

#### Carapaça com barbotina 139



Figura 142 - Carapaça cerâmica da barbotina 139 - exterior



Figura 145 - Carapaça cerâmica da barbotina 153 - exterior

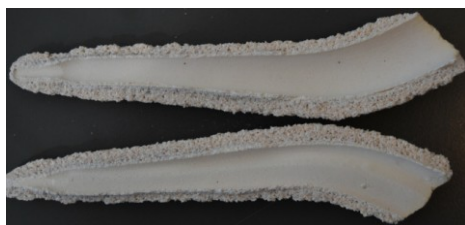


Figura 143 - Carapaça cerâmica da barbotina 139 - interior 1

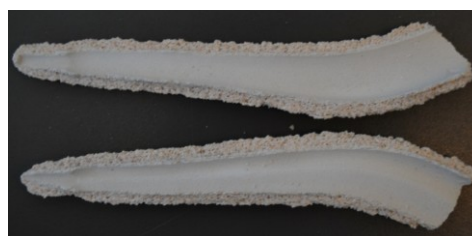


Figura 146 - Carapaça cerâmica da barbotina 153 - interior 1



Figura 144 - Carapaça cerâmica da barbotina 139 - interior 2



Figura 147 - Carapaça cerâmica da barbotina 153 - interior 2

#### Carapaça com barbotina 153

No exame a olho nú, foi visível a diferença entre estes dois tipos de barbotinas. A barbotina 153 revelou alguns empolamentos e a sua textura mostrava ser mais irregular que a barbotina 139. Esta barbotina, 139, mostrou uma qualidade superior tanto a nível da textura da pele como também não foi visível nenhum empolamento.

Nesta primeira observação foi visível uma qualidade superior da barbotina 139 face a barbotina 153.

### 3.1.12.2 Metal

#### 3.1.12.2.1 Materiais e Métodos:



Figura 148 - Cortes para estudo das microestruturas



Figura 149 - Faces de estudo barbotina 153



Figura 150 - Faces de estudo barbotina 139

Para a análise micro estrutural efectuou-se o seguinte procedimento de preparação de amostras:

#### **Corte**

O seccionamento do titânio e ligas segue procedimentos convencionais, mas a deformação e o sobre aquecimento têm que ser evitados pois podem mudar localmente a microestrutura. A deformação pode fazer com que exista uma geminação mecânica e induzir tensões locais. O sobreaquecimento pode mudar a distribuição das fases ou mesmo mudar as fases presentes. O corte abrasivo com carboneto de silício é satisfatório se for usado um lubrificante adequado.

Para peças mais pequenas a serra de corte é recomendada para que não haja sobreaquecimento. [25]

O corte foi realizado num equipamento da marca STRUERS, modelo EXOTOM (INEGI/CETECOF) com o disco de corte 83 da EXO.

Os cortes como se podem ver na Figura 148, Figura 149 e na Figura 150 foram realizados um no cone morse, outro na haste e outro no pé da haste.

### **Montagem da amostra para análise.**

Para a montagem das amostras para leitura ao microscópio, as amostras foram colocadas em vácuo num suporte de resina epoxídica com cerca de 30mm de diâmetro. Esta tarefa foi realizada pela Eng.<sup>a</sup> Armanda Marques na máquina de Epovac da marca STRUERS do INEGI/CETECOF.

Normalmente o titânio é montado em materiais comuns como a baquelite, acrílico, resina epoxy e diallyl phthalate. A selecção da montagem depende do equipamento disponível, do tamanho da amostra e da metalografia em estudo. [25]

### **Polimento**

O polimento foi efectuado pela Eng. Armanda Marques na máquina Planopol 3 (polidora semi-automática) e na Pedemax 2 (braço de polimento) da marca STRUERS do INEGI/CETECOF.

O procedimento para moer amostras de titânio é semelhante ao das amostras de aço. As amostras são moídas em sucessivos graus de papel de carboneto de silício, começando com uma rugosidade de 180 e seguidamente 240, 400, e 600 usando água ou querosene como arrefecedores e como meio de limpeza removendo as partículas soltas de metal e de abrasivos. [25]

A Figura 151 mostra de forma esquemática o polimento efectuado.

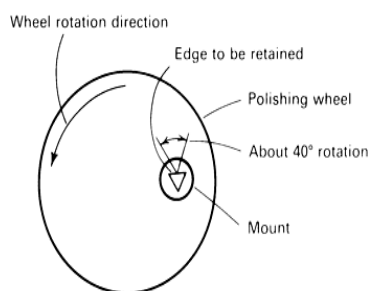


Figura 151 - Esquema de polimento

### Medição das microdurezas

A fim de efectuar a medição da dureza das amostras das ligas metálicas, realizaram-se ensaios de dureza, num durómetro marca Enconest, modelo M4U-075 (INEGI-CETECOFF), com os seguintes parâmetros:

- Penetrador: Vickers (HV5);
- Força aplicada durante o ensaio: 5kgf;
- Tempo de aplicação da força: 30seg.

### Registos fotográficos

As fotografias foram realizadas com o microscópio metalográfico marca Olympus, modelo PMG3 do INEGI/CETECOFF e o tratamento de imagem através do software Dp-Soft Olympus e lupa estereoscópica Olympus SZH.

#### 3.1.12.3 Exame a olho nú

##### 3.1.12.3.1 Barbotina 153

Como se pode ver pelas ilustrações seguintes, as peças realizadas com a barbotina 153, apresentaram defeitos de superfície. Na comparação das carapaças cerâmicas, já se tinha verificado uma ligeira diferença de superfícies, e agora, com a obtenção das peças consegue-se visualizar melhor esses defeitos.



Figura 152 - Aspecto obtido com barbotina 153



Figura 156 - Aspecto obtido com barbotina 153 5



Figura 153 - Aspecto obtido com barbotina 153 2

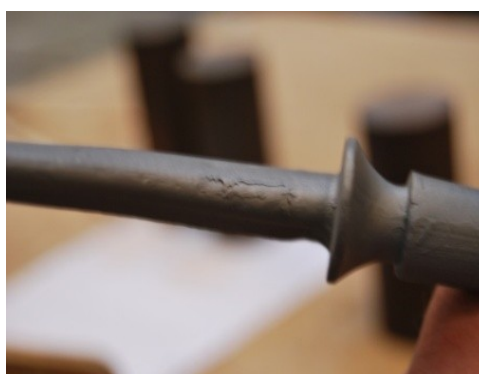


Figura 157 - Aspecto obtido com barbotina 153 6



Figura 154 - Aspecto obtido com barbotina 153 3



Figura 158 - Aspecto obtido com barbotina 153 7



Figura 155 - Aspecto obtido com barbotina 153 4



Figura 159 - Aspecto do interior obtido com barbotina 153

Esta peça apresentou muitos defeitos na superfície e como se pode verificar na Figura 159 defeitos internos.

#### **3.1.12.3.2 Barbotina 139**

Nas ilustrações seguintes, pode-se ver as peças obtidas com a barbotina 139. Esta barbotina mostrou um elevado nível de acabamento superficial e um bom enchimento, dando origem a peças já com alguma qualidade.



Figura 160 - Aspecto obtido com barbotina 139



Figura 163 - Aspecto obtido com barbotina 139 4



Figura 161 - Aspecto obtido com barbotina 139 2



Figura 164 - Aspecto obtido com barbotina 139 5



Figura 162 - Aspecto obtido com barbotina 139 3

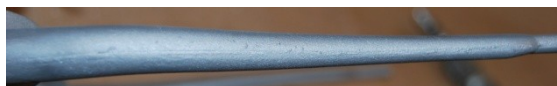


Figura 165 - Aspecto obtido com barbotina 139 6



Figura 166 - Aspecto do interior obtido com barbotina 139

Como se pode ver pelas ilustrações em cima, o nível obtido com esta barbotina foi muito superior ao obtido com a barbotina 153. A perfeição das superfícies e da estrutura interna revelou uma qualidade superior quando comparada com a 153.

### 3.1.13 Análise cristalográfica da Matéria-prima

Como comparação com a bibliografia e também com o fundido, foi realizada uma análise à matéria-prima para se obter valores antes do vazamento e também a verificação dos mesmos com os valores bibliográficos.

A Tabela 28 Composição química da liga Ti6Al4V apresentada com os valores dados pelo fornecedor.

Tabela 28 Composição química da liga Ti6Al4V

Composição química (% ponderal) – valores dados pelo fornecedor							
Elemento	Ti	Al	V	Fe	N	O	H
(%)	Base	6,5	4,0	0,05	0,02	0,16	0,003

Os ensaios de durezas realizados no INEGI, revelaram um valor de 338 (HV). As imagens da Figura 167 mostram a microestrutura da liga Ti6Al4V, constituída por fase  $\alpha$  equiaxial (clara) e fase  $\beta$  (escura). [25]

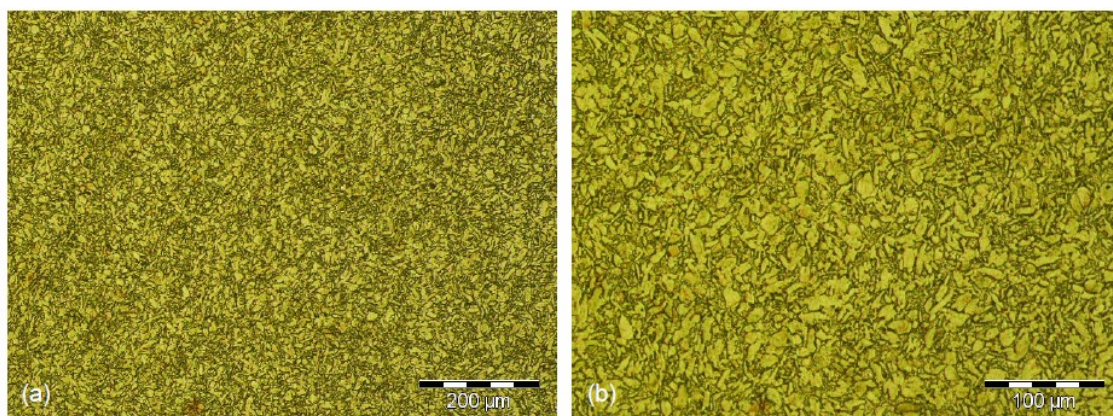


Figura 167 - Registo da microestrutura da liga Ti6Al4V (reagente Kroll) (a) Ampliação 80x; (b) Ampliação 160x.

### 3.1.14 Análise cristalográfica do material fundido na peça

Periferia do cone morse:

As diferenças na periferia do cone morse das duas barbotinas são bastante visíveis. O tamanho de grão existente na barbotina 153 é superior ao tamanho de grão da barbotina 139.

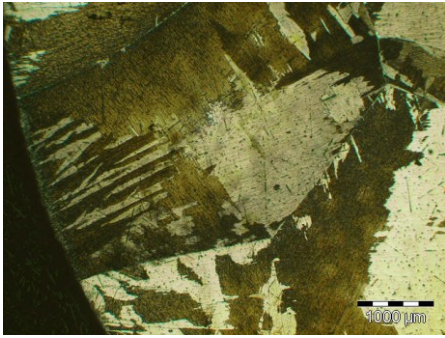


Figura 168 - B153 periferia cone morse

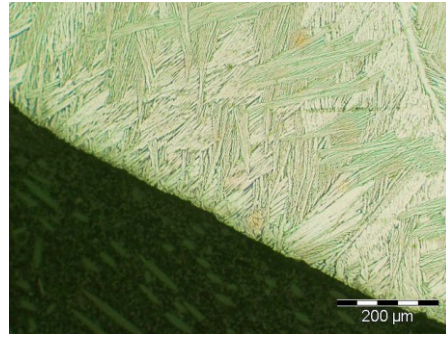


Figura 169 - B139 periferia cone morse

Interior cone morse:

As diferenças existentes no interior do cone morse, não são tão visíveis como na periferia. Aqui o efeito da barbotina é mais reduzido, apenas se notando a direcção do grão que indica que o arrefecimento da barbotina 153 foi mais rápido que o da barbotina 139.

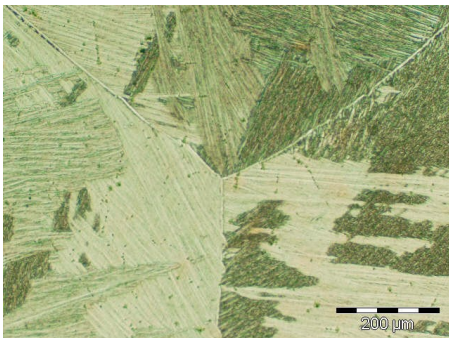


Figura 170 - B153 interior cone morse

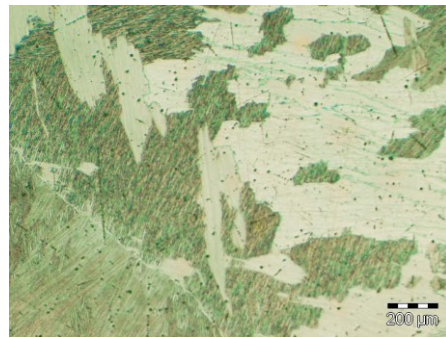


Figura 171 - B139 interior cone morse

Periferia da haste:

Na periferia da haste, volta-se a notar uma diferença na fase alfa. Esta fase existe nas juntas de grão e pode reparar-se que está em maior quantidade na periferia da barbotina 153 que na barbotina 139 tal como aconteceu na periferia do cone morse.

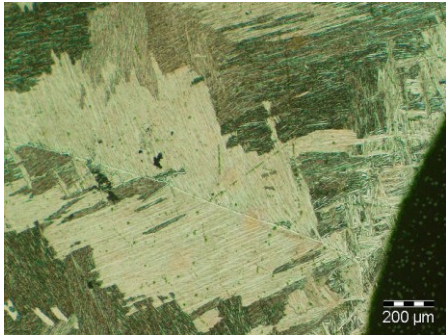


Figura 172 - B153 periferia haste

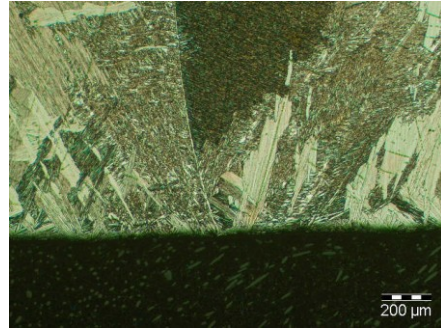


Figura 173 - B139 periferia haste

#### Interior da haste:

Nestas ilustrações é possível verificar que a fase alfa na barbotina 153 é superior à da barbotina 139. A quantidade de parte mais clara indica que esta zona da haste da barbotina 153 é menos dúctil que a mesma zona da barbotina 139.

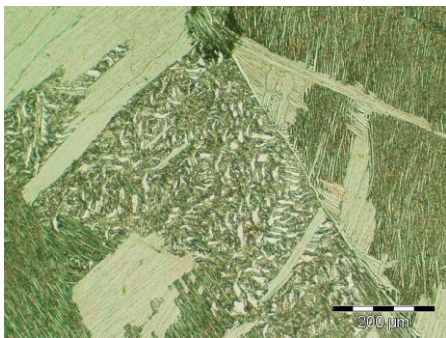


Figura 174 - B153 interior haste

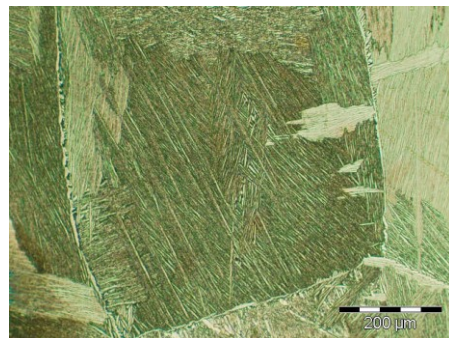


Figura 175 - B139 interior haste

#### Periferia do pé:

Nota-se claramente que a fase alfa está em superioridade em relação a fase beta na barbotina 153 em comparação com a barbotina 139 confirmando os resultados até aqui obtidos.

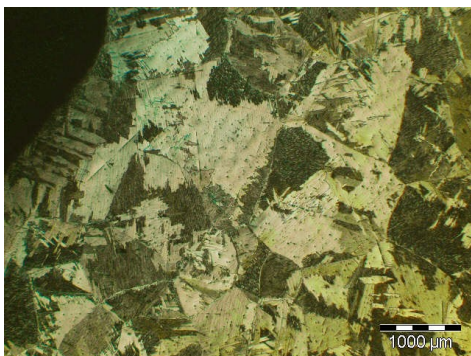


Figura 176 - B153 periferia pé



Figura 177 - B139 periferia pé

Interior pé:

Nestas ilustrações é perfeitamente visível que a parte alfa (zona mais clara) é muito superior na barbotina 153 que na barbotina 139, tal como até aqui os resultados revelaram.

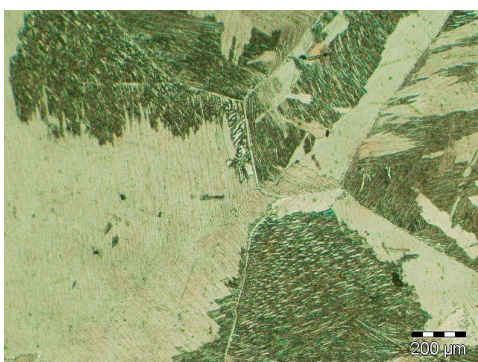


Figura 178 - B153 interior pé



Figura 179 - B139 interior pé

Podemos comparar nas ilustrações em cima que a barbotina 153 apresenta tamanhos de grão superiores e quantidade superior de fase alfa em relação à barbotina 139. Na periferia indica a presença de  $\alpha$ -case em que a dureza do material é muito elevada e portanto pouco dúctil.

De maneira geral as peças obtidas com a barbotina 139 apresentaram resultados muito mais satisfatórios que a barbotina 153.

3.1.15 Microdureza

Tabela 29 - Microdureza barbotina 139

REFERÊNCIA	GRÁFICO	A	B	C																												
C F 139 haste	<p>Gráfico de microdureza HV versus distância da periferia (mm) para a haste (C F 139). O eixo Y varia de 250 a 500 HV, e o eixo X varia de 0,02 a 1 mm. Três séries são mostradas: 1A (azul), 1B (magenta) e 1C (laranja).</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Distância (mm)</th> <th>1 A (HV)</th> <th>1 B (HV)</th> <th>1 C (HV)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,02</td> <td>400</td> <td>375</td> <td>480</td> </tr> <tr> <td>0,07</td> <td>390</td> <td>350</td> <td>340</td> </tr> <tr> <td>0,12</td> <td>370</td> <td>330</td> <td>360</td> </tr> <tr> <td>0,2</td> <td>370</td> <td>340</td> <td>335</td> </tr> <tr> <td>0,5</td> <td>340</td> <td>300</td> <td>300</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>320</td> <td>325</td> <td>380</td> </tr> </tbody> </table>	Distância (mm)	1 A (HV)	1 B (HV)	1 C (HV)	0,02	400	375	480	0,07	390	350	340	0,12	370	330	360	0,2	370	340	335	0,5	340	300	300	1	320	325	380			
Distância (mm)	1 A (HV)	1 B (HV)	1 C (HV)																													
0,02	400	375	480																													
0,07	390	350	340																													
0,12	370	330	360																													
0,2	370	340	335																													
0,5	340	300	300																													
1	320	325	380																													
C F 139 pé	<p>Gráfico de microdureza HV versus distância da periferia (mm) para o pé (C F 139). O eixo Y varia de 250 a 500 HV, e o eixo X varia de 0,02 a 1 mm. Três séries são mostradas: 2A (azul), 2B (magenta) e 2C (laranja).</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Distância (mm)</th> <th>2 A (HV)</th> <th>2 B (HV)</th> <th>2 C (HV)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,02</td> <td>405</td> <td>420</td> <td>480</td> </tr> <tr> <td>0,07</td> <td>350</td> <td>395</td> <td>435</td> </tr> <tr> <td>0,12</td> <td>355</td> <td>325</td> <td>325</td> </tr> <tr> <td>0,2</td> <td>325</td> <td>335</td> <td>330</td> </tr> <tr> <td>0,5</td> <td>355</td> <td>330</td> <td>295</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>355</td> <td>275</td> <td>430</td> </tr> </tbody> </table>	Distância (mm)	2 A (HV)	2 B (HV)	2 C (HV)	0,02	405	420	480	0,07	350	395	435	0,12	355	325	325	0,2	325	335	330	0,5	355	330	295	1	355	275	430			
Distância (mm)	2 A (HV)	2 B (HV)	2 C (HV)																													
0,02	405	420	480																													
0,07	350	395	435																													
0,12	355	325	325																													
0,2	325	335	330																													
0,5	355	330	295																													
1	355	275	430																													
C F 139 cone morse	<p>Gráfico de microdureza HV versus distância da periferia (mm) para o cone morse (C F 139). O eixo Y varia de 250 a 410 HV, e o eixo X varia de 0,02 a 1 mm. Três séries são mostradas: 3A (azul), 3B (magenta) e 3C (laranja).</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Distância (mm)</th> <th>3 A (HV)</th> <th>3 B (HV)</th> <th>3 C (HV)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,02</td> <td>395</td> <td>340</td> <td>395</td> </tr> <tr> <td>0,07</td> <td>340</td> <td>370</td> <td>330</td> </tr> <tr> <td>0,12</td> <td>360</td> <td>340</td> <td>330</td> </tr> <tr> <td>0,2</td> <td>335</td> <td>325</td> <td>325</td> </tr> <tr> <td>0,5</td> <td>300</td> <td>330</td> <td>300</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>350</td> <td>330</td> <td>295</td> </tr> </tbody> </table>	Distância (mm)	3 A (HV)	3 B (HV)	3 C (HV)	0,02	395	340	395	0,07	340	370	330	0,12	360	340	330	0,2	335	325	325	0,5	300	330	300	1	350	330	295			
Distância (mm)	3 A (HV)	3 B (HV)	3 C (HV)																													
0,02	395	340	395																													
0,07	340	370	330																													
0,12	360	340	330																													
0,2	335	325	325																													
0,5	300	330	300																													
1	350	330	295																													

Tabela 30 - Microdurezas barbotina 153

REFERÊNCIA	GRÁFICO	A	B	C																												
C F 153 haste	<p>Gráfico de microdureza HV versus distância da periferia (mm) para a haste (C F 153). O eixo Y varia de 250 a 550 HV, e o eixo X varia de 0,02 a 1 mm. Três séries são mostradas: 1 A (azul), 1 B (magenta) e 1 C (laranja).</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Distância (mm)</th> <th>1 A (HV)</th> <th>1 B (HV)</th> <th>1 C (HV)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,02</td> <td>420</td> <td>380</td> <td>490</td> </tr> <tr> <td>0,07</td> <td>340</td> <td>320</td> <td>410</td> </tr> <tr> <td>0,12</td> <td>310</td> <td>350</td> <td>420</td> </tr> <tr> <td>0,2</td> <td>300</td> <td>340</td> <td>400</td> </tr> <tr> <td>0,5</td> <td>350</td> <td>320</td> <td>430</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>310</td> <td>390</td> <td>400</td> </tr> </tbody> </table>	Distância (mm)	1 A (HV)	1 B (HV)	1 C (HV)	0,02	420	380	490	0,07	340	320	410	0,12	310	350	420	0,2	300	340	400	0,5	350	320	430	1	310	390	400			
Distância (mm)	1 A (HV)	1 B (HV)	1 C (HV)																													
0,02	420	380	490																													
0,07	340	320	410																													
0,12	310	350	420																													
0,2	300	340	400																													
0,5	350	320	430																													
1	310	390	400																													
C F 153 pé	<p>Gráfico de microdureza HV versus distância da periferia (mm) para o pé (C F 153). O eixo Y varia de 250 a 500 HV, e o eixo X varia de 0,02 a 1 mm. Três séries são mostradas: 2 A (azul), 2 B (magenta) e 2 C (laranja).</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Distância (mm)</th> <th>2 A (HV)</th> <th>2 B (HV)</th> <th>2 C (HV)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,02</td> <td>470</td> <td>450</td> <td>410</td> </tr> <tr> <td>0,07</td> <td>400</td> <td>350</td> <td>400</td> </tr> <tr> <td>0,12</td> <td>340</td> <td>350</td> <td>350</td> </tr> <tr> <td>0,2</td> <td>360</td> <td>380</td> <td>320</td> </tr> <tr> <td>0,5</td> <td>320</td> <td>300</td> <td>340</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>350</td> <td>310</td> <td>290</td> </tr> </tbody> </table>	Distância (mm)	2 A (HV)	2 B (HV)	2 C (HV)	0,02	470	450	410	0,07	400	350	400	0,12	340	350	350	0,2	360	380	320	0,5	320	300	340	1	350	310	290			
Distância (mm)	2 A (HV)	2 B (HV)	2 C (HV)																													
0,02	470	450	410																													
0,07	400	350	400																													
0,12	340	350	350																													
0,2	360	380	320																													
0,5	320	300	340																													
1	350	310	290																													
C F 153 cone morse	<p>Gráfico de microdureza HV versus distância da periferia (mm) para o cone morse (C F 153). O eixo Y varia de 250 a 500 HV, e o eixo X varia de 0,02 a 1 mm. Três séries são mostradas: 3 A (azul), 3 B (magenta) e 3 C (laranja).</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Distância (mm)</th> <th>3 A (HV)</th> <th>3 B (HV)</th> <th>3 C (HV)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,02</td> <td>450</td> <td>450</td> <td>380</td> </tr> <tr> <td>0,07</td> <td>320</td> <td>340</td> <td>340</td> </tr> <tr> <td>0,12</td> <td>310</td> <td>310</td> <td>310</td> </tr> <tr> <td>0,2</td> <td>320</td> <td>330</td> <td>350</td> </tr> <tr> <td>0,5</td> <td>350</td> <td>310</td> <td>360</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>310</td> <td>300</td> <td>350</td> </tr> </tbody> </table>	Distância (mm)	3 A (HV)	3 B (HV)	3 C (HV)	0,02	450	450	380	0,07	320	340	340	0,12	310	310	310	0,2	320	330	350	0,5	350	310	360	1	310	300	350			
Distância (mm)	3 A (HV)	3 B (HV)	3 C (HV)																													
0,02	450	450	380																													
0,07	320	340	340																													
0,12	310	310	310																													
0,2	320	330	350																													
0,5	350	310	360																													
1	310	300	350																													

Podemos ver na Tabela 29 os gráficos pertencentes à dureza associada ao fundido. As peças feitas com a barbotina 153 apresentaram valores de dureza superiores à da barbotina 139. Isto revela uma maior presença de parte  $\alpha$  na superfície que é a responsável pela dureza, chamado de fenómeno  $\alpha$ -case.

### 3.1.16 Raio X

As ilustrações que se podem ver em baixo, revelam a inexistência de rechupes e porosidades superiores a 0.5mm (que é a precisão do raio-X utilizado). Não há muita diferença entre as barbotinas neste estudo, apenas na Figura 183 é possível verificar um rechupe na zona da aba entre o cone morse e a haste, indicando tal como visto nas ilustrações de acabamentos superficiais que a barbotina 139 apresentou melhores resultados que a barbotina 153.

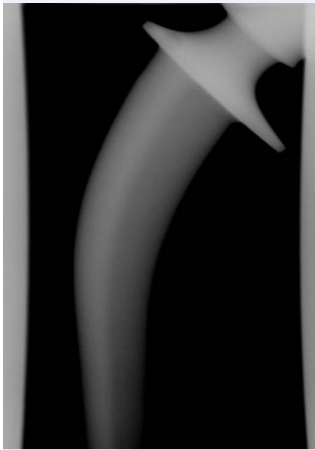


Figura 181 - raio-x barbotina 139

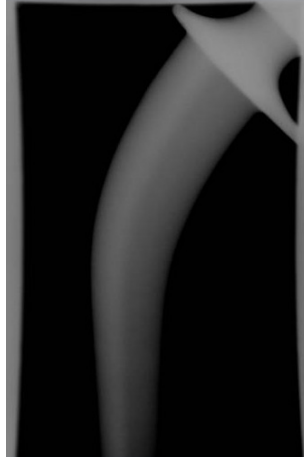


Figura 180 - raio-x barbotina 153

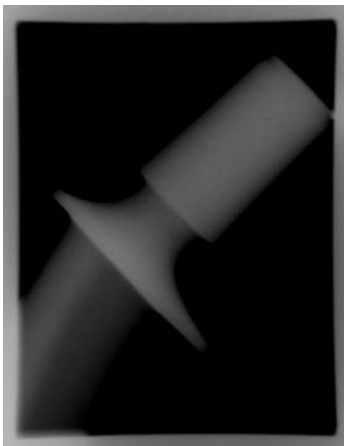


Figura 182 - raio-x barbotina 139

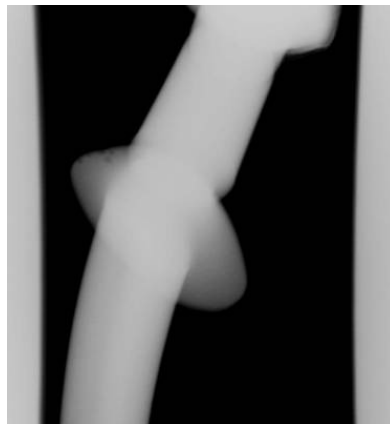


Figura 183 - raio-X barbotina 153

### **3.1.17 Conclusões**

Devido ao processo de fabrico das próteses de anca standard serem muito idênticos ao fabrico das próteses de anca à medida, optou-se por passar directamente para a metodologia do processo de fabrico. Este processo foi realizado através de fundição de precisão (investment cast) que reduziu efectivamente os desperdícios de matéria-prima e gastos de material face aos outros métodos existentes actualmente na indústria.

A perfeição das peças obtidas através deste processo foi claramente evidenciada sendo que apenas foi necessária a maquinagem na zona do cone morse para garantir a geometria do veio H7.

No decurso deste trabalho houve a necessidade de se estudar o comportamento de duas barbotinas fabricadas no INEGI para fundições de ligas reactivas, como é o caso da liga Ti6Al4V usada para o fabrico das próteses à medida. As barbotinas em estudo são similares na sua constituição, sendo que a principal diferença entre elas é que o ligante da barbotina 152, que é constituído por Primal mais Alumina e o da barbotina 139 é constituído apenas por Primal.

Dado que todos os métodos tiveram o mesmo procedimento, verificou-se que a barbotina 152, Alumina, reagiu mais com a liga de titânio liquido do que a barbotina 139, Primal.

Na análise das durezas, para valores de 1mm de profundidade, todos os valores convergem para os valores da dureza da liga Ti6Al4V previstos teoricamente, apontando para uma contaminação da superfície do fundido da barbotina 152 superior à contaminação da superfície do fundido da barbotina 139.

A inspecção visual mostrou uma clara diferença na qualidade superficial das próteses obtidas. A superfície do fundido da com a barbotina 152 apresentou uma pele de baixa qualidade contrariamente à elevada qualidade que se obteve com a barbotina 139.

Na filiação de microdurezas apareceram evidencias de alfa-case na superfície (<1mm) da barbotina 152. A microestrutura da superfície da barbotina 139 revelou valores mais próximos dos teóricos.

Neste estudo ficou evidenciado que a barbotina 139 que apenas contem itria na constituição do seu ligante mostrou valores muito aceitáveis de contaminação  $\alpha$ -case para a liga Ti6Al4V.

### **3.2 Prótese Maxilofacial / Orbital**

### **3.2.1 Desenvolvimento do conceito**

Este trabalho é proposto segundo o projecto Tooling EDGE desenvolvido no INEGI/CETECOF em parceria com a Clitrofa.

O Projecto Tooling EDGE, é um projecto âncora contemplado no Plano de Acção do Pólo de Competitividade e Tecnologia Engineering & Tooling, considerado estruturante da EEC e um componente importante para a operacionalização da estratégia deste Pólo.

O caso de estudo é um paciente do sexo feminino, aproximadamente com 50 anos que sofreu uma remoção óssea parcial da cara devido a um tumor. Após tratamento radiológico a paciente está preparada para receber um implante maxilofacial/orbital para reabilitação funcional da boca e também a reabilitação estética.

Após o tratamento radiológico todas as células que permitiam o crescimento do osso natural morreram, logo o uso de osso autógeno ficou de parte pois não iria haver crescimento ósseo. O recurso a metais nobres levou à escolha do titânio comercialmente puro (Ti6Al4V) para aplicação no implante.

O principal objectivo desta intervenção cirúrgica é de facto, dar à paciente uma recuperação funcional da mastigação, privada desde a remoção óssea. Mas um segundo objectivo é também melhorar o aspecto estético da paciente. O aspecto físico é de importante relevância pois é o que está à vista, quando a paciente se olhar ao espelho e notar muitas sequelas pode vir até a ter problemas psicológicos e emocionais devido à vergonha ou mesmo por recordar memórias passadas. Conseguir um bom aspecto estético é uma tentativa por parte do cirurgião de “apagar um mau capítulo da vida”.

Devido à idade da paciente não será possível submetê-la a duas cirurgias independentes pelo que terá que ser tudo feito apenas numa: a colocação do implante maxilofacial/orbital e os implantes dentários.

### **3.2.2 Trabalho prático**

Este trabalho tem como objectivos a aquisição de alguns conhecimentos e manipulação de softwares de biomodelação, o estudo da viabilização do uso da prototipagem rápida para criação de biomodelos e também o uso da prototipagem rápida para criação de ferramentas rápidas. Assim, este trabalho prático dividiu-se em duas partes. Uma primeira parte em que se tratou de criar um biomodelo com a parte em falta para que se pudesse realizar estudos estéticos, mecânicos e ainda simulação pré-operatória. E numa segunda parte do trabalho, partiu-se para a realização de uma ferramenta de conformação de malha para materializar a prótese em malha de Ti6Al4V adquirida pelo INEGI e também no desenvolvimento de uma nova geometria para malhas desenvolvida no INEGI a ser realizada numa placa de TiCP grau 2 com 1.2mm de espessura.

Em todas as partes do trabalho recorreu-se ao uso de softwares de modelação MIMICS e 3-Matic e também ao SolidWorks para simulações mecânicas.

### 3.2.3 Aquisição de dados

A aquisição de dados foi obtida a partir de registos de uma TAC cedida pelo Doutor Fernando Duarte. Esta TAC foi realizada na clínica Dr. Campos Costa no dia 1 de Julho de 2010. A clínica realiza mais de 500000 exames por ano e tem o certificado **ERS 3004:2007, pela APCER.**

A resolução da TAC é de 512, o tamanho do pixel é de 0.351mm, a TAC completa tem 215 imagens e não dispomos de mais informações da máquina TAC.

As imagens são ficheiros DICOM em que se define apenas a orientação relativa do paciente, tendo sempre em conta que a TAC é realizada com o paciente deitado sobre as suas costas e começa dos pés para a cabeça. O ficheiro da TAC foi lido no programa MIMICS e nas imagens seguintes podemos observar algumas dessas imagens da TAC sem manipulação.

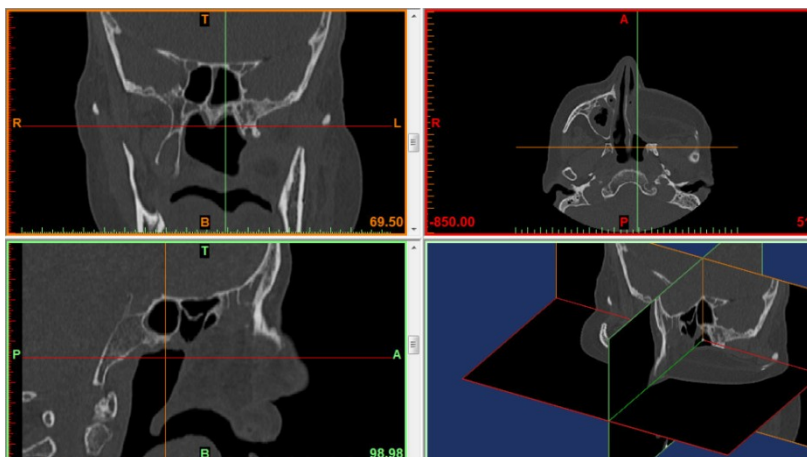


Figura 184 - Imagens em bruto da TAC

Um dos programas de controlo e transferência de dados médicos mais utilizados e poderosos actualmente é o *MIMICS – Materialise's Interactive Medical Image Control System*. Trata-se de uma ferramenta interactiva para a visualização e segmentação de imagens obtidas por TAC ou RMN e para “renderização” (imagem processada por computador) de objectos 3D. Assim, no campo médico este pode ser usado para diagnóstico, planeamento ou simulação de intervenções cirúrgicas. Este software será abordado mais a frente.

### 3.2.4 *Discussão de método e geometria a aplicar*

A paciente recebeu tratamento de quimioterapia o que provocou a morte dos vasos sanguíneos na zona tratada. Desta maneira o material a ser usado não necessita de ser de promoção de crescimento ósseo como PMMA ou cimento ósseo. O material escolhido como substituto ósseo foi uma malha de titânio com 0.8 mm de espessura com uma matriz pertencente à empresa Sokuo. Como segunda hipótese para implante vai-se usar uma chapa com 1.2mm de espessura com uma matriz desenvolvida no INEGI. Esta chapa será de Ticp de grau 2 da empresa TIG (Titanium International Group).

Para uma primeira fase, a geometria será gerada através do software de tratamento de imagens TAC, MIMICS com base numa simetria da face boa. Desta maneira além do aspecto funcional tentou-se dar um melhor aspecto estético apenas com uma cirurgia.

No dia 21 de Abril de 2011, após uma reunião com o Dr. Fernando Duarte da Clitrofa, em que também estiveram presentes Carlos Gonçalves, Nuno Leal e Ricardo Pereira, abordaram-se novos parâmetros para a prótese maxilofacial/orbital. Nesta reunião, foram abordados temas como a forma da prótese e a fixação desta ao tecido ósseo, definindo os locais onde o osso teria espessura suficiente para a colocação das fixações e facilidade de colocação destas em bloco operatório. Alguns dos esboços desta reunião podem ser vistos em baixo.

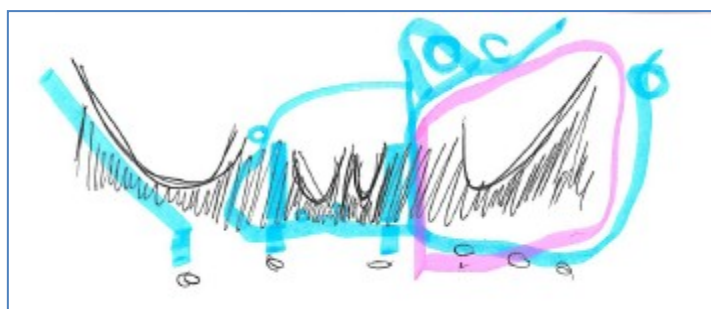


Figura 185 - Esboço colocação de implantes dentários e fixação da prótese maxilofacial/orbital

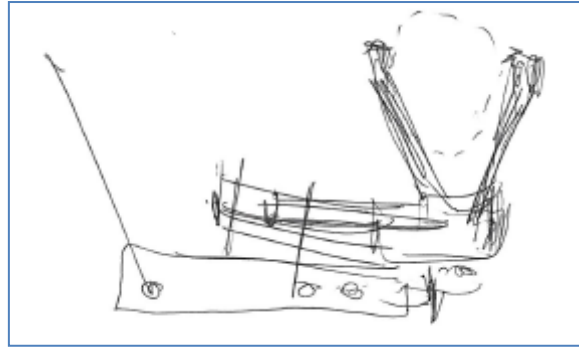


Figura 186 - Sistema de fixação do implante maxilofacial/orbital

Nesta reunião foram ainda definidas novas geometrias para o implante tendo em conta vários factores. Um dos principais factores a ter em conta é a idade da paciente, este factor indica que o tempo de recuperação da paciente vai ser mais longo comparando com uma pessoa jovem e os requisitos mecânicos do implante também serão menores. De salientar que após o implante maxilofacial/orbital, o objectivo passa pela colocação de implantes dentários para recuperar a função da mastigação e também para melhorar o aspecto estético da paciente. Devido a idade avançada da paciente, irá tentar-se resolver tudo em apenas uma cirurgia. A paciente não aguentaria o desgaste físico de duas intervenções. A duração da cirurgia convém que seja a mais curta possível, logo o implante terá que ter as medidas exactas para a ancoragem se realizar no mais curto espaço de tempo.

Outro factor evidenciado na reunião foi que o sistema de ancoragem deve-se situar nos locais onde não houve tratamento por quimioterapia. O tratamento por quimioterapia removeu totalmente a vascularização o que torna impossível o crescimento ósseo, logo as zonas de ancoragem devem-se situar nas zonas onde não houve tratamento para permitir a osseointegração e desta maneira tornar mais rápida a cura e a funcionalidade do implante.

## Parte II

No dia 20 de Maio de 2011 realizou-se uma reunião em que estiveram presentes Carlos Gonçalves, Nuno Leal e Rui Neto; Elaborou-se um plano para a segunda parte do trabalho da prótese maxilofacial/orbital. Esta é uma parte muito importante e ambiciosa do trabalho, pois é necessária a criação de uma ferramenta para fazer a moldação da malha de titânio com uma geometria muito complexa.

Alguns esboços da reunião para a criação deste molde podem ser visto em baixo:

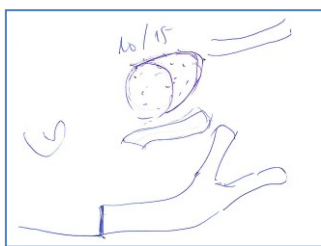


Figura 187 - Esboço 1

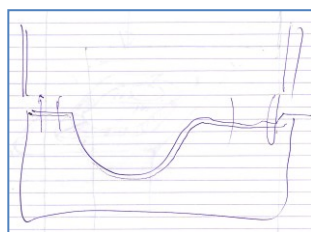


Figura 188 - Esboço 2

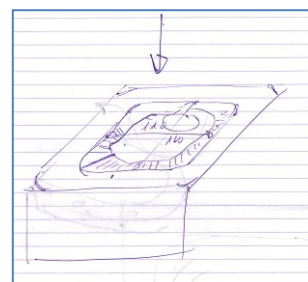


Figura 189 - Esboço 3

Nesta reunião e já com o padrão da malha escolhido, reparou-se que o estudo realizado com a malha perfurada ficaria um pouco aquém da realidade pretendida. A malha escolhida contém um padrão bastante perfurado e com uma geometria um pouco complexa que não tem as mesmas características mecânicas que a malha simulada para este estudo. Devido à complexidade desta malha, não se conseguiu obter uma simulação virtual de elementos finitos. Para contornar este problema resolveu-se aumentar a área de contacto entre prótese e o osso e também realizar uma cavidade para a prótese orbital.

No dia 24 de Maio de 2011, teve lugar uma nova reunião em que estiveram presentes Carlos Gonçalves, Nuno Leal e Rui Neto, com o intuito de finalizar o modelo para conformar a malha de Ti6Al4V. Desta reunião saiu mais uma ideia de acrescentar um serra-chapa para que a malha além de conformada fosse cortada com as medidas certas. Desta reunião saíram estes esboços que se podem ver em baixo.

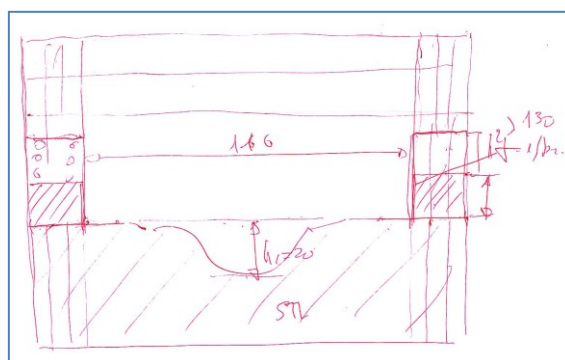


Figura 190 - Esboço sistema de apartação

Nesta reunião ficou estabelecido um futuro método para realização de próteses por conformação plástica.

Método:

1. Definir planta da peça
2. Definir envoltória
3. Aumentar a envoltória 15mm
4. Limite de 150 mm
5. Filete maior possível
6. Seleccionar molas abertas 50mm e fechadas 15mm a 20 mm.

No dia 3 de Junho de 2011 realizou-se uma reunião em que estiveram presentes Carlos Gonçalves, Eng. Nuno Leal, Eng. Rui Neto e o Dr. Fernando Duarte. Nesta reunião o Dr. Fernando Duarte aprovou a solução apresentada para o implante referindo que seria necessário mais espessura na parte da mandíbula para fixação das próteses e também realizar-se um modelo dos tecidos moles para se ter outra noção que não apenas osso e surgiu a ideia de integrar os multi-units na própria malha do implante para que desta maneira não fosse necessária a colocação dos implantes dentários.

### 3.2.5 Modelação 3D – MIMICS e 3MATIC

Após a remoção do tumor, toda a zona removida da face da paciente foi posteriormente preenchida com tecido mamário como se pode verificar na Figura 191 - Estado actual da paciente.

As imagens recebidas da TAC são ficheiros DICOM que são imagens 2D apenas em tons de cinza. Para conseguir criar um modelo tridimensional é necessário converter todas as imagens da TAC para um ficheiro único tridimensional.

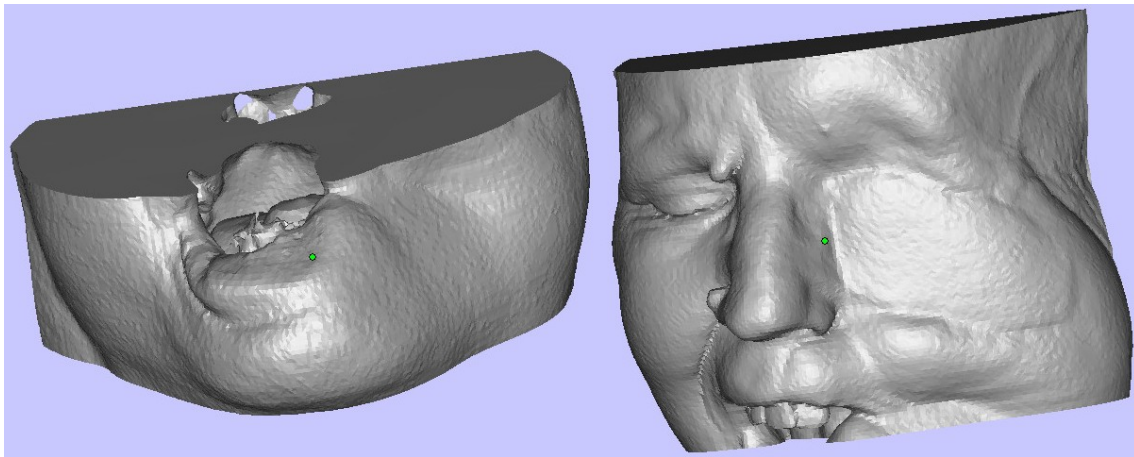


Figura 191 - Estado actual da paciente

### 3.2.6 Software de modelação

**DICOM** é abreviatura de *Digital Imaging Communications in Medicine* (ou comunicação de imagens digitais em medicina). É um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica (imagens médicas) num formato electrónico, estruturado num protocolo.

Foi criado, com a finalidade de padronizar a formatação das imagens diagnósticas como Tomografias, Ressonâncias Magnéticas, Radiografias, Ultrassonografias etc. O padrão DICOM é composto de uma série de regras que permite que imagens médicas e informações associadas sejam trocadas entre equipamentos de diagnóstico, geradores de imagens, computadores e hospitais.

O padrão estabelece uma linguagem comum entre os equipamentos de marcas diferentes, que geralmente não são compatíveis, e entre equipamentos de imagem e computadores, estejam esses em hospitais, clínicas ou laboratórios. [9]

#### 3.2.6.1 MIMICS – Materialise's Interactive Medical Image Control System

O software MIMICS permite o processamento e edição de ficheiros DICOMS 2D (TAC, RM, etc.) para construir modelos 3D com a máxima precisão, flexibilidade e facilidade. As poderosas ferramentas de segmentação permitem: a segmentação das imagens médicas (TAC/RM), realizar medições, realizar modelações directamente no modelo 3D criado e isolar órgãos segundo o pretendido. Daqui é possível exportar os ficheiros 3D para um vastíssimo formato de outputs e aplicações de engenharia, como FEA, design, simulação médica, implementações, e muito mais. O *software* permite que o cirurgião ou o radiologista possam controlar e corrigir a segmentação do TAC ou da RMN sem grande necessidade de conhecimentos técnicos de criação de objectos tridimensionais. Por exemplo, as imagens de artificios provenientes de implantes metálicos podem ser facilmente removidas obtendo um objecto isento de perturbações externas. A Figura 192 - MIMICS mostra um exemplo de imagens obtidas por TAC e respectiva “renderização” 3D de um implante recorrendo ao *software MIMICS*.

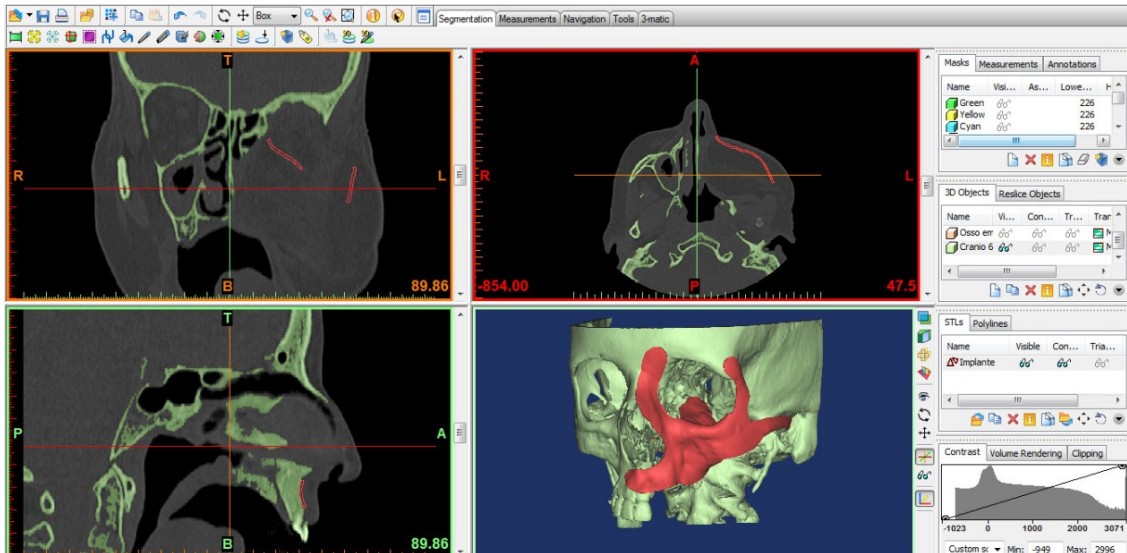


Figura 192 - MIMICS

Outra enorme vantagem deste software é que permite gravar ficheiros em STL, que é basicamente uma malha de faces triangulares. Com este tipo de ficheiro é possível simular cargas, desgaste, testes térmicos e acima de tudo permite a prototipagem rápida.

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 no 3- *MATIC*. No caso do projecto de implantes de mandíbula ou de placas cranianas, 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.

### 3.2.6.2 3-Matic

O 3-matic é um poderoso software de manipulação de ficheiros STL. Oferece uma grande variedade de ferramentas para o design customizado de implantes directamente em ficheiros de imagens médicas.

À semelhança do Magics, permite a reparação e optimização de ficheiros STL por marcação de triângulos, operações booleanas, edição global, criação de primitivas e operações de reparação.

É também um software optimizado para o pré-processamento de ficheiros para aplicações CAE. Oferece operações CAD e ferramentas de análise, bem como um

módulo para a optimização de malhas para aplicações CAE, podendo exportar directamente em ficheiros nativos, Fluent, Ansys, Abaqus, Patran ou Nastran.

O 3-matic permite uma ponte entre FEA, CFD e prototipagem virtual, especialmente quando se trabalha com digitalização 3D ou ficheiros CAD de múltiplas origens.

Graças ao 3-matic pode-se reduzir o tempo de preparação do projecto de meses para semanas e de dias para apenas algumas horas.

- Reduz o tempo dedicado à limpeza da peça até 80%
- Poupa tempo trabalhando directamente no ficheiro da digitalização
- Cria e optimiza rapidamente malhas para análise CAE

" This innovative software eliminates reverse engineering steps because you can work directly on the available mesh data and even combine it with scan or CAD data from mixed sources. Why go in reverse when you can move forward to FEA/CFD! " *Sylvain Genot, Mechanical Engineer, Tomography & Digitizing Services, Tomo Adour SA - France*

Na Figura 193 podemos ver um crânio a ser trabalhado no software 3-Matic

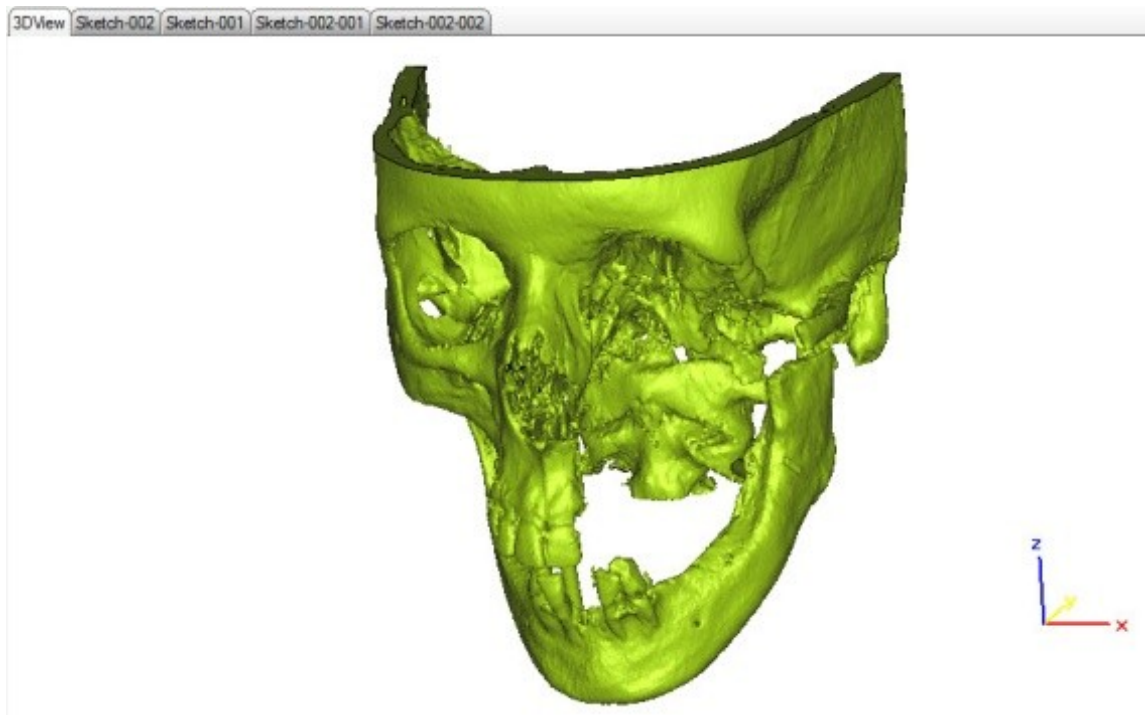


Figura 193 - Crânio a ser trabalho em software

### 3.2.7 Trabalho Desenvolvido

A primeira parte a ser feita é a orientação das imagens da TAC no software, de modo a simplificar todo o trabalho de segmentação e modelação. Como podemos ver na Figura 194 - Orientação das imagens da TAC e tendo como referencia que a paciente esteve deitada de costas quando efectuou a TAC e também que esta começa dos pés em direcção à cabeça (salvo excepções, esta é a metodologia adoptada por todos os radiologistas), apenas se teve que definir as orientações escolhendo facilmente a posição esquerda, direita, anterior e posterior.

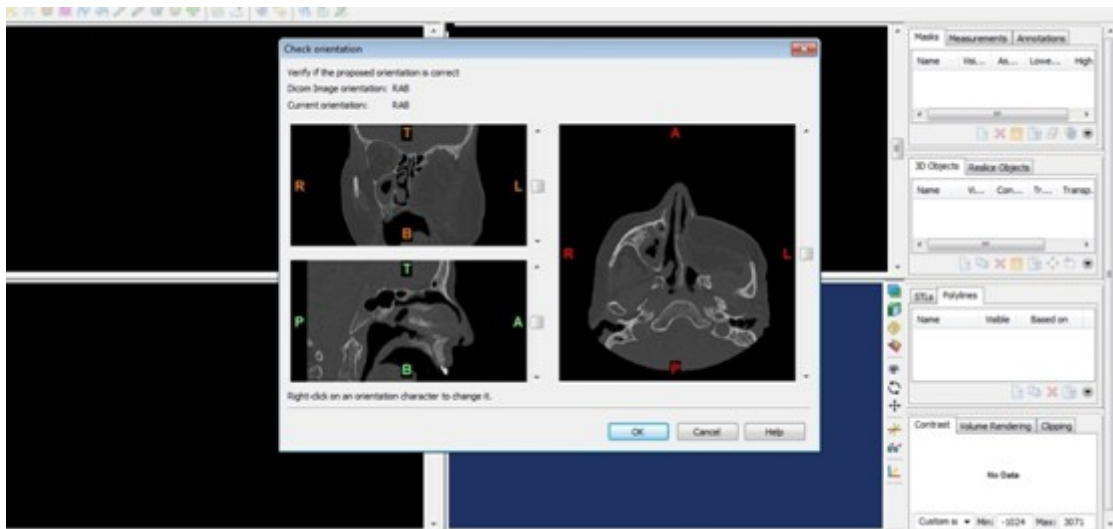


Figura 194 - Orientação das imagens da TAC

Segue-se então para a manipulação dos ficheiros DICOM, particularmente de uma TAC (Figura 195), de modo a conseguir fazer-se o levantamento tridimensional partindo das imagens bidimensionais, e por consequência obter uma prótese maxilo-facial customizada e de acordo com as necessidades da paciente.

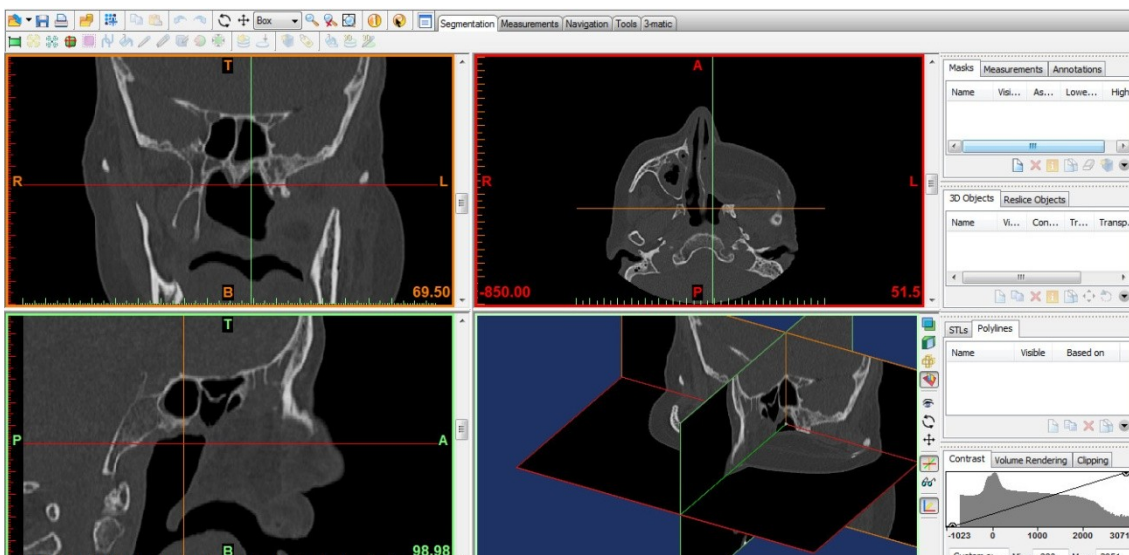


Figura 195 - Imagens da TAC da paciente utilizada

Convertidos os ficheiros, segue-se a selecção da zona a trabalhar, ou seja, um “Thresholding” (Figura 196 - Thresholding da zona “Bone CT”), onde se define o que queremos gerar ou trabalhar bidimensional ou tridimensionalmente. No caso em questão, necessita-se de trabalhar na zona de osso “Bone CT”, sendo que esta selecção nem sempre é perfeita, havendo a necessidade de trabalhar imagem a imagem de modo a eliminar zonas que não são necessárias.

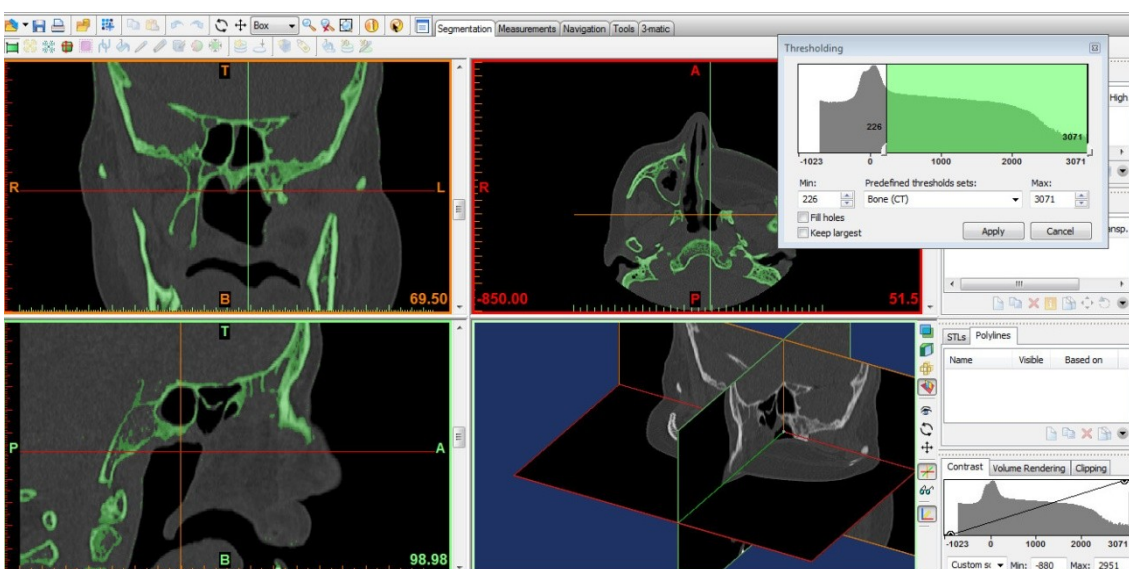


Figura 196 - Thresholding da zona “Bone CT”

Seleccionada a zona a trabalhar, pode então gerar-se o modelo tridimensional, de modo a ter-se alguma percepção de como está o modelo, e se há a necessidade de corrigir alguns detalhes na zona seleccionada.

Uma grande dificuldade apresentada foi a diferença de tamanhos de pixels entre o crânio e a mandíbula. Teve que ser tudo alinhado manualmente e isso custou algum tempo de processo.

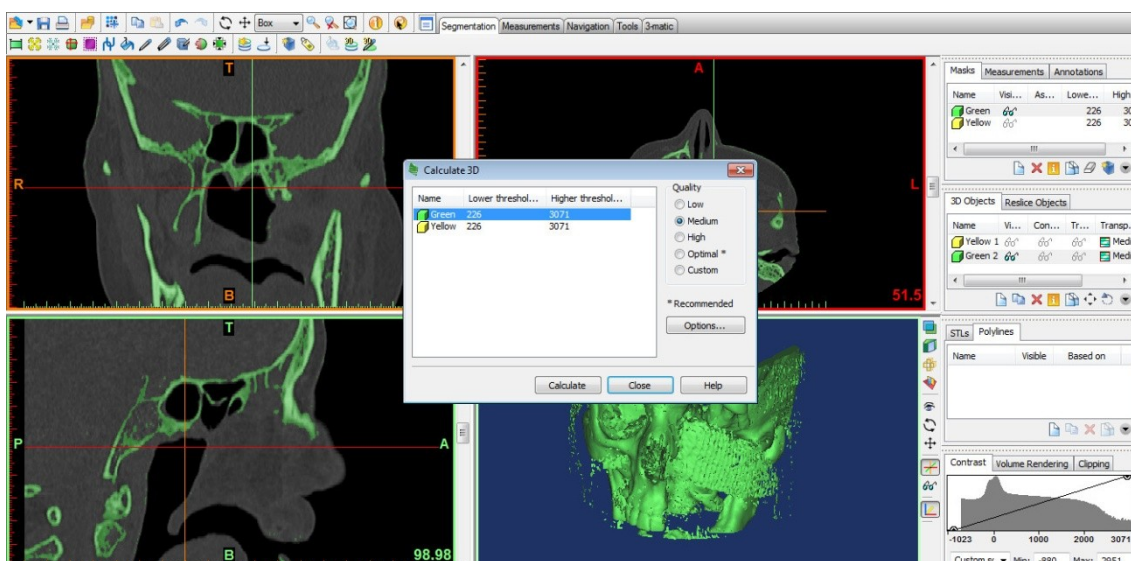


Figura 197 - Menu de cálculo do modelo tridimensional

Como se vê na Figura 198 - Modelo gerado tridimensionalmente a partir da selecção efectuada, o modelo tridimensional em evidência está com imperfeições, visto que a selecção agarrou também alguns pontos na pele. Esta selecção do “Bone CT”, selecciona pontos com o mesmo tom de cinza, este pode conter erros e agarrar alguns pontos que não sejam osso como por exemplo o tecido mole da pele.

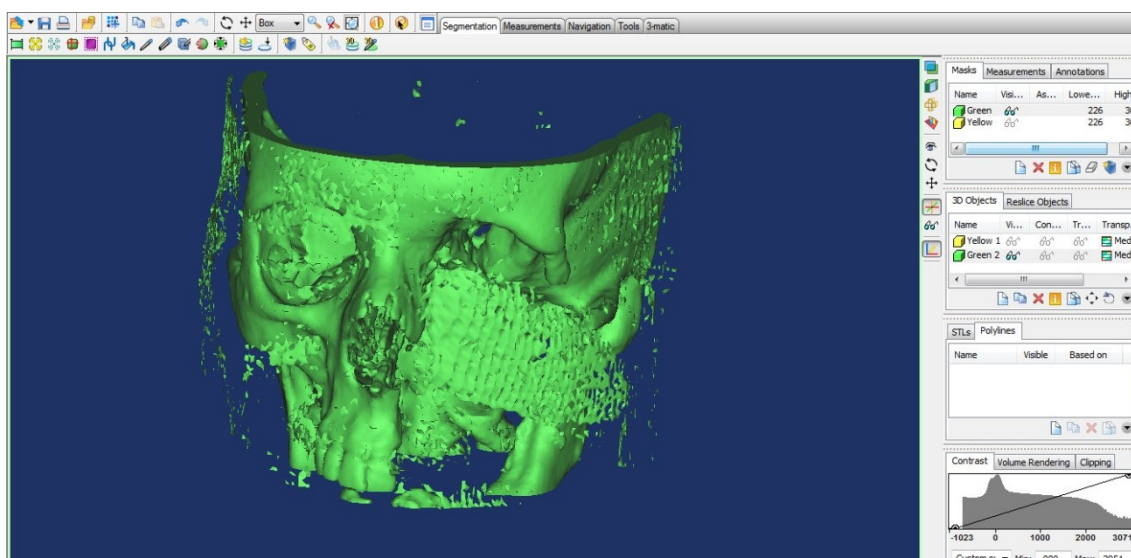


Figura 198 - Modelo gerado tridimensionalmente a partir da selecção efectuada

Como foi dito anteriormente, a selecção mostrou não ser a mais adequada, de maneira, que se procedeu a uma selecção (Region Growing) de modo a que partindo da selecção anterior se seleccione apenas a parte óssea (Figura 199 - Region Growing da zona de trabalho).

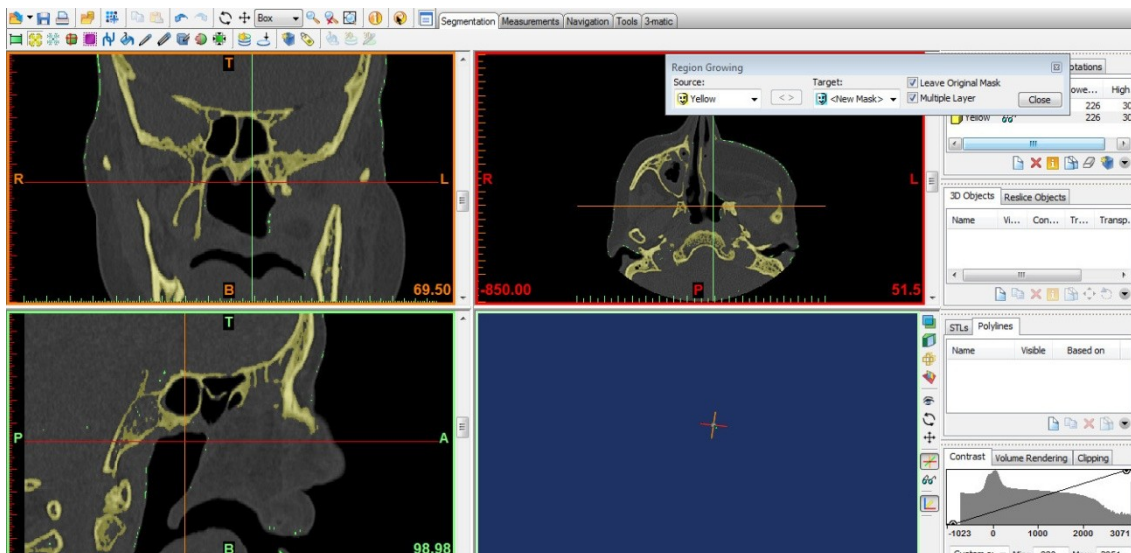


Figura 199 - Region Growing da zona de trabalho

Como se verifica na Figura 199, a zona seleccionada agora é a amarela, sendo que a zona de pele da selecção anterior (a verde) foi eliminada, ficando apenas o crânio, que é a zona de interesse.

Pode então proceder-se ao levantamento tridimensional da zona amarela, como se verifica na Figura 200 - Crânio separado sem interferências.

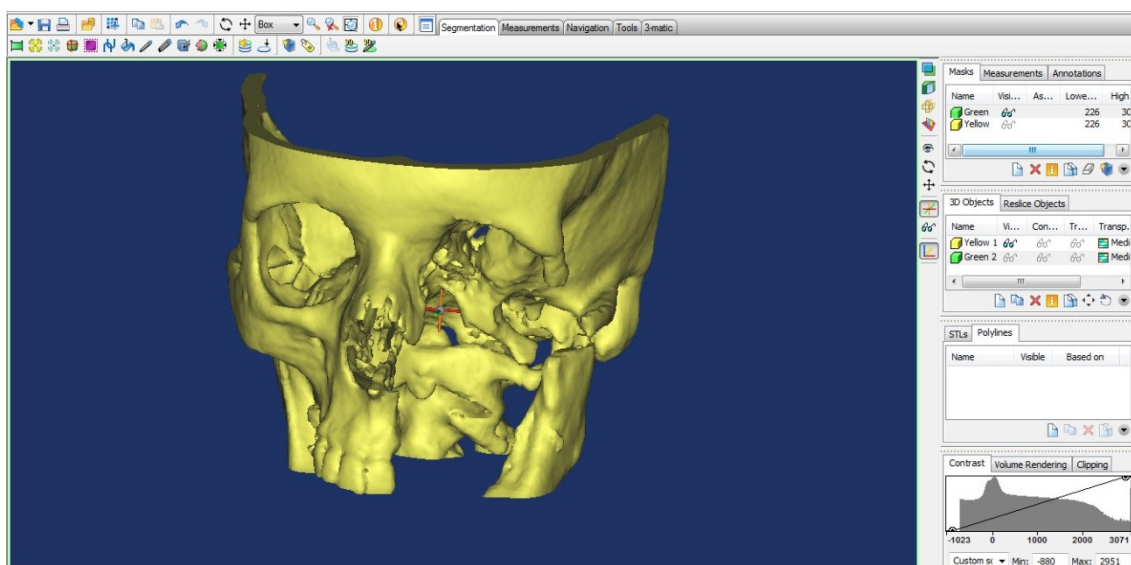


Figura 200 - Crânio separado sem interferências

Como se pode verificar na figura acima, este novo modelo gerado surge com ausência de material na zona circundante do crânio, que era exactamente o pretendido.

Definido o modelo, parte-se então para a modelação da prótese, partindo da selecção óssea da parte em falta (Figura 201 - Parte óssea em falta).

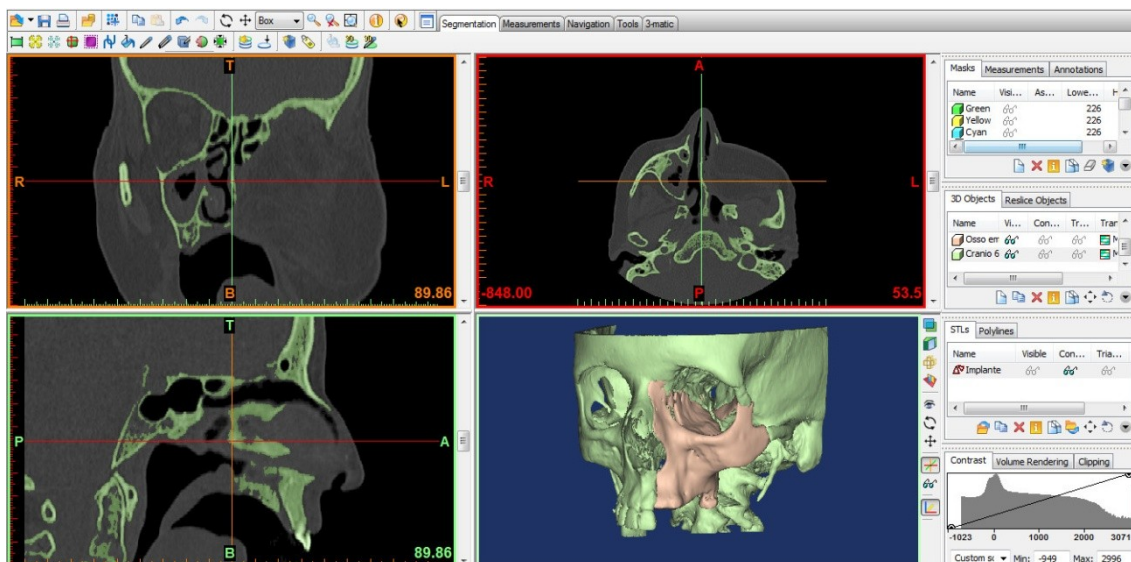


Figura 201 - Parte óssea em falta

De realçar que esta parte óssea em falta nasce a partir de um mirror da parte boa do crânio. Com base neste modelo 3D, procede-se então ao desenho do implante no crânio como se pode ver na Figura 201 - Parte óssea em falta.

Através da selecção por contornos, isola-se do crânio a parte em falta como se pode ver na Figura 202 - Desenho do implante.

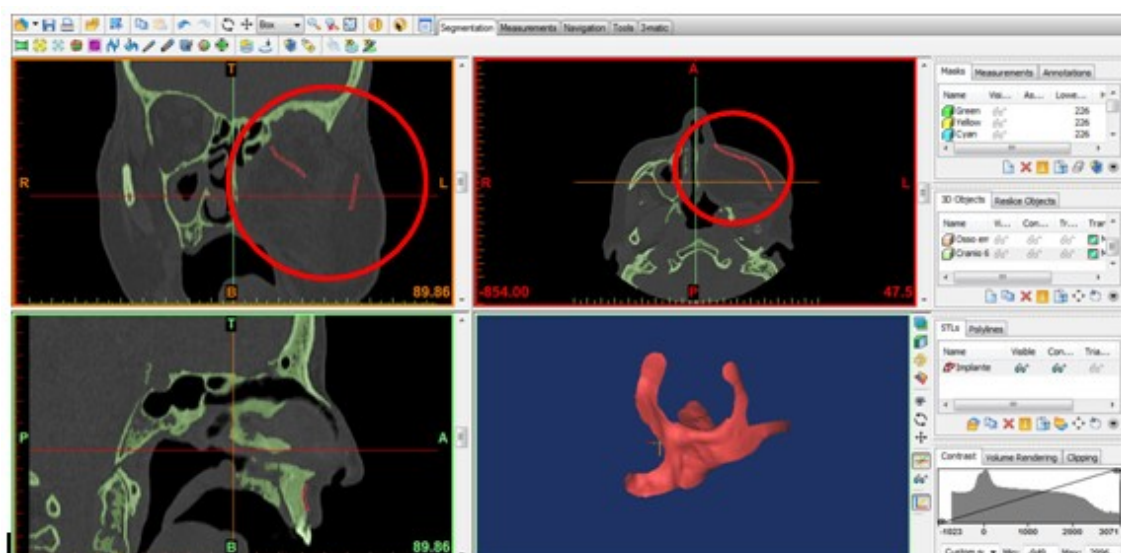


Figura 202 - Desenho do implante

Desenhado o implante, é altura de ver como este fica quando colocado sobre o crânio (Figura 203 - Implante colocado sobre o Crânio).

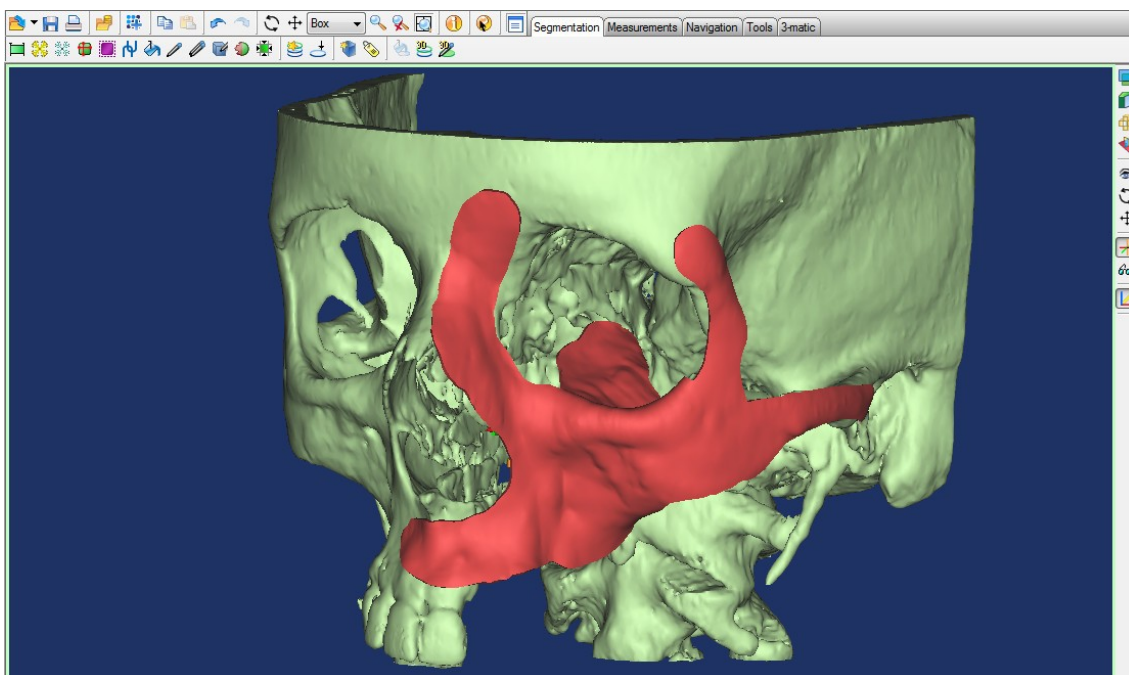


Figura 203 - Implante colocado sobre o Crânio

A título de se ter uma melhor percepção física dos modelos, foram modelados e materializados em prototipagem rápida SLA, dois modelos de crânios da paciente. O primeiro deles retrata o defeito ósseo existente (Figura 204 - Crânio com defeito ósseo), ao passo que no segundo revela como seria o crânio da paciente sem defeito ósseo.

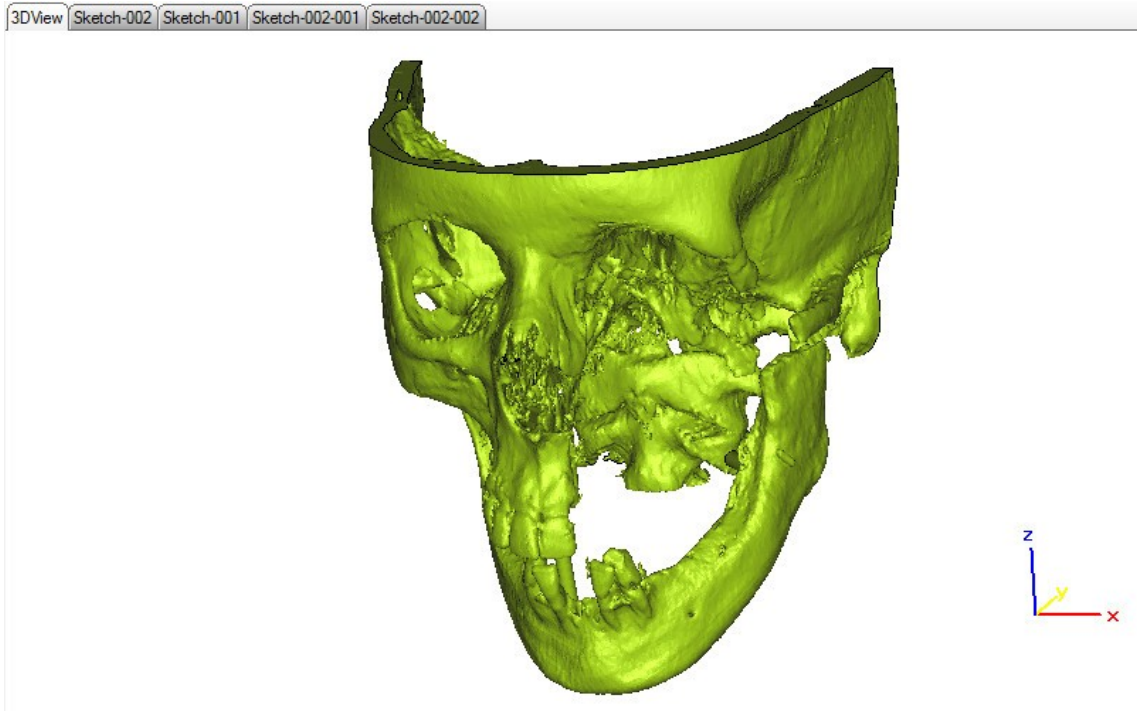


Figura 204 - Crânio com defeito ósseo

No segundo crânio, como foi dito anteriormente, houve a necessidade de encontrar um plano aproximado de simetria, de modo a fazer o “mirror” para simular como seria o crânio antes da intervenção cirúrgica (Figura 205 ).

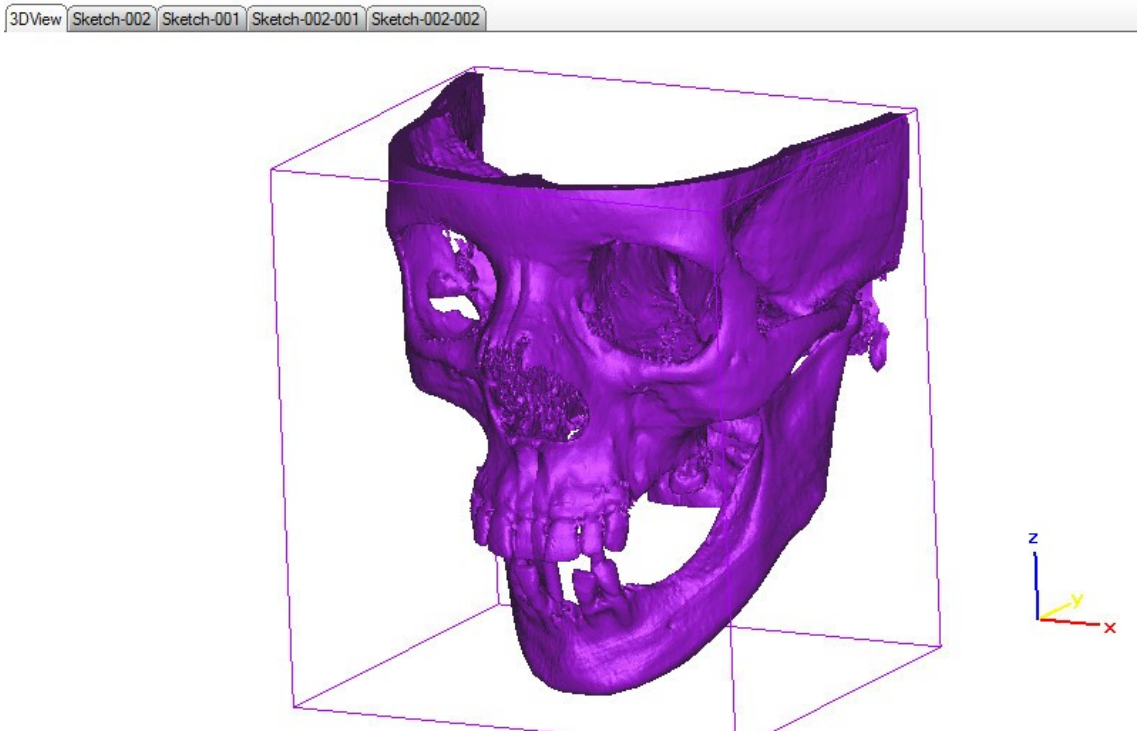


Figura 205 - Crânio sem defeito ósseo

## Parte II

Na segunda parte, como foi dito anteriormente, a prótese foi ligeiramente alterada. Essa alteração foi realizada usando apenas o software 3Matic.

Podemos ver na imagem em baixo o modelo obtido segundo os parâmetros estabelecidos para a segunda parte ainda sem cavidade ocular. Pode-se verificar que a área de contacto com a parte superior aumentou e os apoios laterais foram alongados. (Figura 206 - Modelo da prótese)

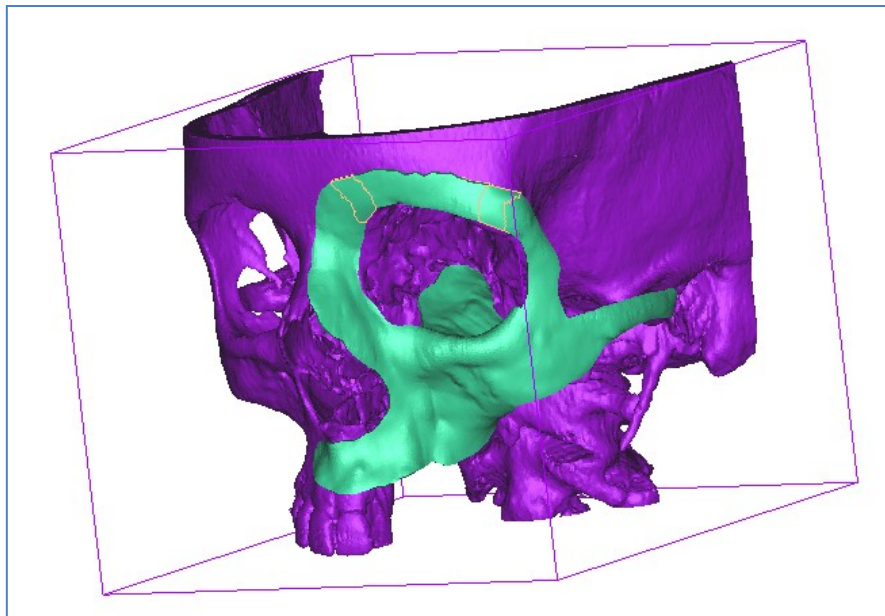


Figura 206 - Modelo da prótese

Na Figura seguinte (Figura 207 - Modelo do molde a conformar) já se pode ver uma aproximação final do implante com a cavidade orbital. A cavidade orbital foi desenhada com uma forma cônica de modo a não haver contra-saídas na fase de conformação. Na parte interior da cavidade ocular, ainda se realizou um “fillet” para evitar arestas vivas da matriz da malha. O tamanho da cavidade ocular sofreu uma pequena diminuição para que houvesse espaço para o tecido mamário já existente.

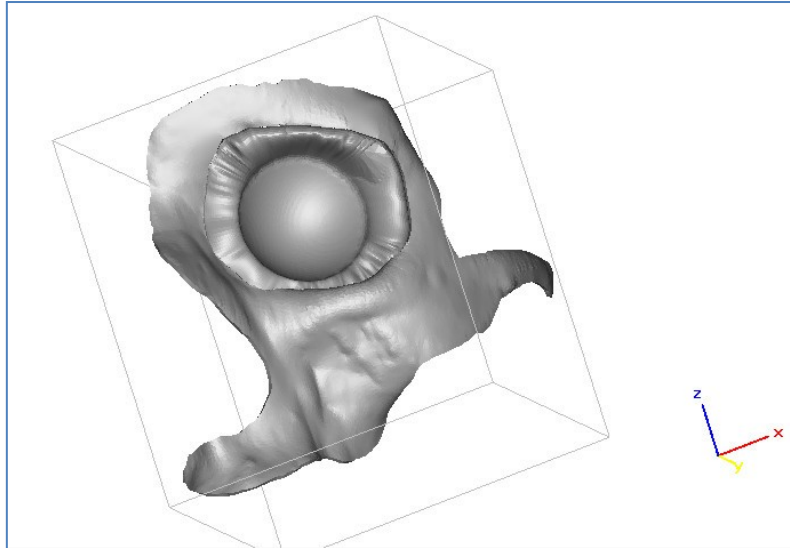


Figura 207 - Modelo do molde a conformar

### 3.2.8 Estereolitografia – *sla*

Como ferramenta de cirurgia e de planificação cirúrgica surgiu a ideia de criar biomodelos. Estes biomodelos gerados em computador, são cópias fieis das imagens recebidas da TAC e já mostraram ser uma mais-valia em estudos prévios que podemos encontrar no capítulo dos implantes.

Este processo é gerado a partir das imagens DICOM geradas na TAC e após tratamento no programa MIMICS e 3Matic podem ser prototipadas na máquina estereolitográfica do INEGI (abordada no capítulo anterior da prótese de anca) como se pode ver nas Figura 208 - Estereolitografia do estado actual da paciente e Figura 209 - Estereolitografia do maxilar inferior actual da paciente.



Figura 208 - Estereolitografia do estado actual da paciente



Figura 209 - Estereolitografia do maxilar inferior actual da paciente

Estes modelos são cópias da face actual da paciente. Foram feitos para se ter uma noção mais real do problema. Este modelo inclui o osso e tecidos moles como pele e musculo.

Na Figura 210 - Estereolitografia do crânio actual da paciente pode-se ver um modelo estereolitográfico feito com o crânio actual a partir da TAC recebida para comparação posterior. Nesta imagem também se conseguem ver uns pontos vermelhos que são os pontos escolhidos para ancoragem do implante, como definidos na primeira reunião.



Figura 210 - Estereolitografia do crânio actual da paciente

Pelo processo já descrito anteriormente na parte da modelação 3D, através da função “mirror” do software MIMICS criou-se um modelo isolado da parte em falta na estrutura óssea da paciente como mostra a Figura 211 - Estereolitografia da parte óssea em falta.



Figura 211 - Estereolitografia da parte óssea em falta

Na Figura 212 - Estereolitografia crânio sem falha óssea pode-se ver a estereolitografia do crânio com a adição da parte em falta. Esta estereolitografia serve como comparação entre o crânio com e sem defeito ósseo.



Figura 212 - Estereolitografia crânio sem falha óssea

### 3.2.9 *Biomecânica*

Estudos biomecânicos da peça em liga de Titânio Ti6Al4V de corpo massivo foram realizados com a ajuda do software SolidWorks com a ferramenta SIMULATION2011.

Para termo de comparação realizamos dois estudos. Um com o corpo maciço em liga de titânio Ti6Al4V e outro na mesma liga mas em forma de malha. A malha a usar na conformação é de uma empresa e conseqüentemente possui uma patente registada que não nos foi possível copiar devido a inexistência de dados fornecidos pelo fabricante. Como tal procedeu-se a uma comparação com uma malha perfurada como podemos ver nas imagens em baixo. A Figura 213 é do molde em liga Ti6Al4V de corpo maciço e a Figura 214 é uma aproximação à malha também de Ti6Al4V.

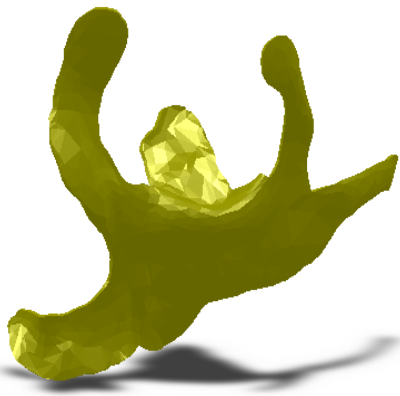


Figura 213 - Prótese maciça

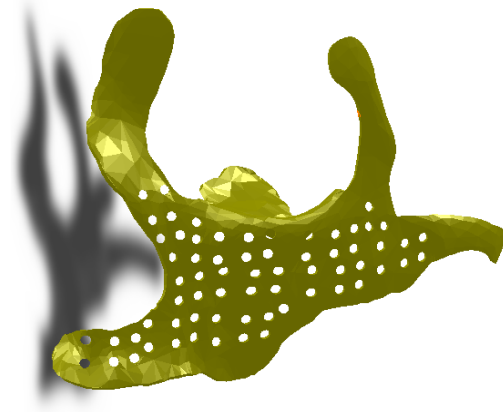


Figura 214 - Prótese de malha

A diferença de pesos pode ser vista na Figura 215 e Figura 216. Entre o implante maciço e a malha houve uma redução de apenas 1grama, isto é uma redução de 6.25% que é quase imperceptível pela paciente.

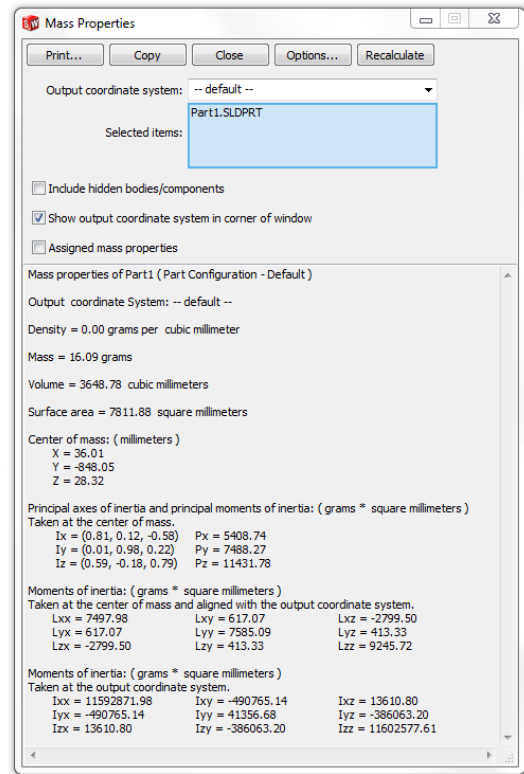
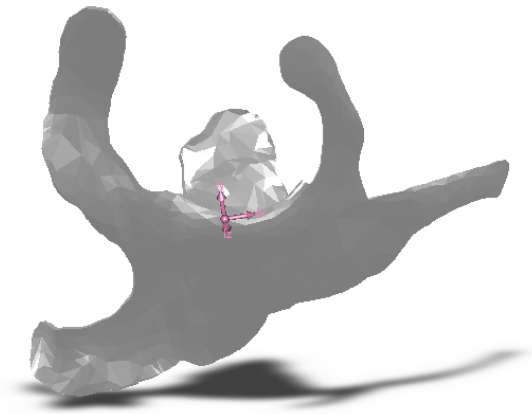


Figura 215 - Prótese maciça propriedades

Valores até 20 gramas são valores aceitáveis para peso da prótese. Ambas as próteses apresentam valores abaixo desse peso como se pode constatar nas tabelas correspondentes da Figura 215 e Figura 216.

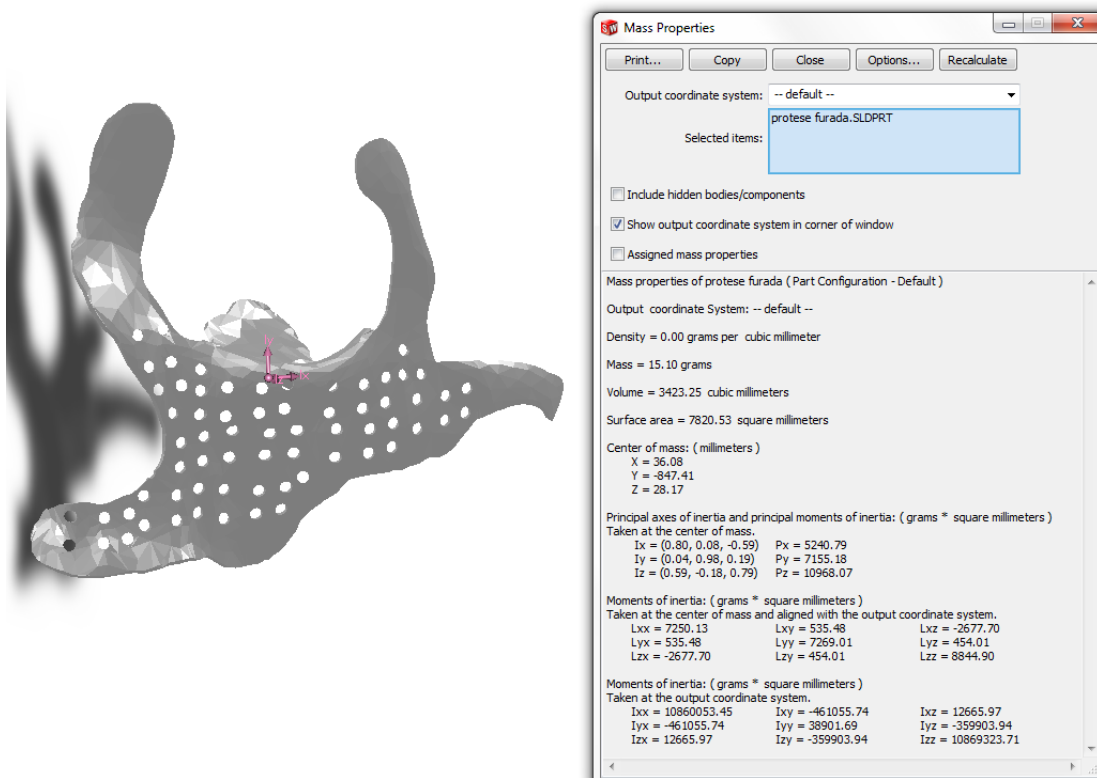


Figura 216 - Prótese malha propriedades

A diferença do volume total do implante maciço para a malha é de 225.53 cm<sup>3</sup>. Como seria de esperar devido à fórmula da densidade o decréscimo foi também de 6.2%. Já na superfície de contacto passou de 7811.9mm<sup>2</sup> para 7820.5 mm<sup>2</sup> um aumento de 8.65 mm<sup>2</sup>, este valor torna-se desprezível pois como a zona onde vai ser colocado não tem vascularização não vai haver osseointegração. O aumento da área de contacto não é relevante.

A Figura 217 e Figura 218 mostram os locais de ancoragem do implante, as zonas do osso consideradas mais rígidas e com boa estrutura óssea para suporte do implante e o esquema de forças ao longo do implante.

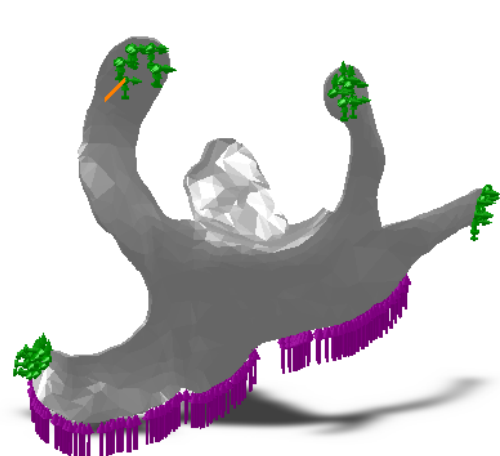


Figura 217 - Prótese maciça esforços

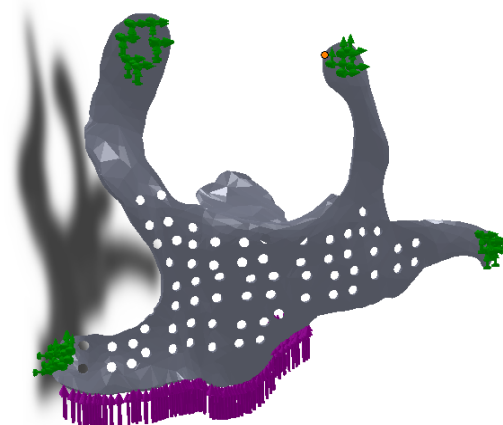


Figura 218 - Prótese malha esforços

A cor roxa indica a área de esforços requeridos na mastigação.

Como sabido, os valores de qualquer propriedade são sempre compreendidos numa gama de valores. Como por exemplo a força de compressão a aplicar numa dentada pode variar entre 585N e 861N, então podemos dizer que o esforço de mordedura é de  $723N \pm 138$ . Para realizar esta simulação os valores inseridos foram os máximos para a carga a aplicar e os mínimos para os requisitos do material, como por exemplo, a carga a aplicar foi de 861N que é o máximo da carga e o Módulo de Young que pode variar entre 110 Gpa e 119 Gpa foi escolhido o 110 Gpa.

Carga aplicada: 861N

Densidade:  $4.41 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$

Módulo de Young: 110 Gpa

Coefficiente de Poisson: 0.31

Limite elástico: 786 MPa

Tensão de Cedência: 862 MPa

Estes valores podem ser lidos no capítulo do “Titânio” e o valor da força aplicada nas mandíbulas pode ser lido no capítulo dos “Implantes”.

Estes valores tanto de carga como propriedades da liga têm associados a si um grande quociente de segurança, pois como a paciente já apresenta alguma idade, a força de aperto da mandíbula será bem menor que a usada para o cálculo e também os valores da

propriedade da liga apresentam os mínimos possíveis, logo estes valores tendem a ser o pior cenário possível.

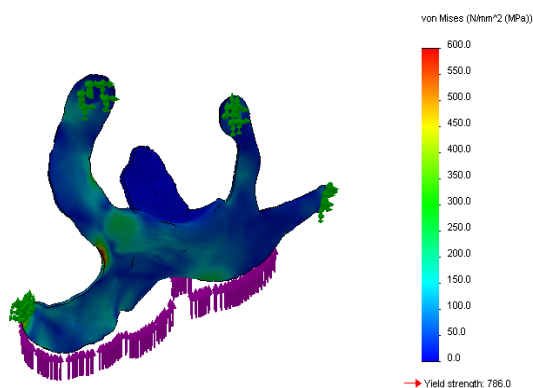


Figura 219 - Prótese maciça von Mises

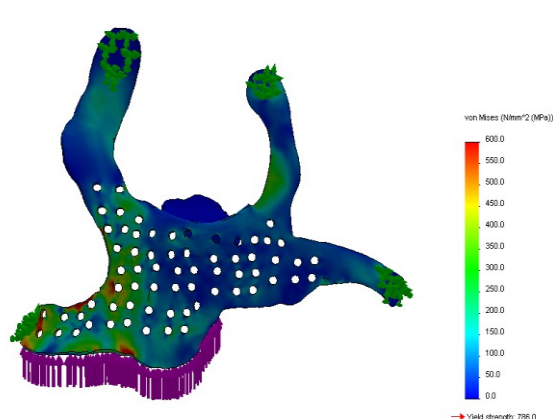


Figura 220 - Prótese malha von Mises

Como podemos ver na Figura 219 e Figura 220, o valor de tensão de ruptura (que é o valor que aparece na seta vermelha no canto inferior direito das ilustrações), que é o valor para o qual o material começa a ser deformado plasticamente, é de 786 MPa e no gráfico de cores podemos ver que o máximo é de 600 MPa. Isto significa que nenhum ponto chega a entrar em estado de deformação plástica, apenas deformação elástica (após a solicitação, o material volta ao estado inicial). De referenciar que existe na malha mais tensões máximas que na maciça mas mesmo assim continua com valores aceitáveis.

Na Figura 221 e Figura 222 podemos ver apenas os locais dos implantes onde o valor da tensão é acima dos 200 MPa, podemos reparar que a prótese de malha tem muito mais locais onde o valor ultrapassa os 200 MPa que a prótese maciça. Podemos reparar que para uma diferença de apenas 1 grama os valores são muito mais seguros para uma prótese maciça.

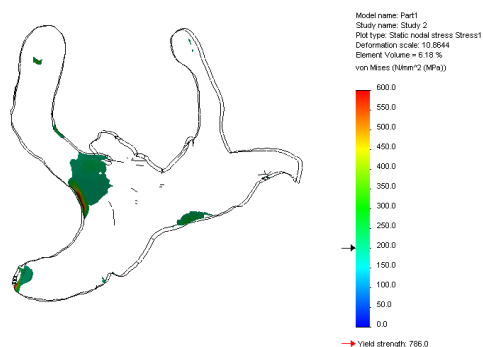


Figura 221 - Prótese maciça limite elástico

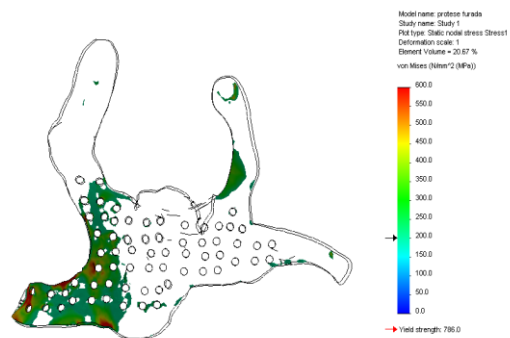


Figura 222 - Prótese malha limite elástico

Em baixo podemos ver as deslocações verticais em milímetros. Na malha podemos ver que o deslocamento vertical máximo é de 1.12mm enquanto no maciço apenas de 0.71mm, uma diferença de 36.6% menos. (Figura 223 e Figura 224)

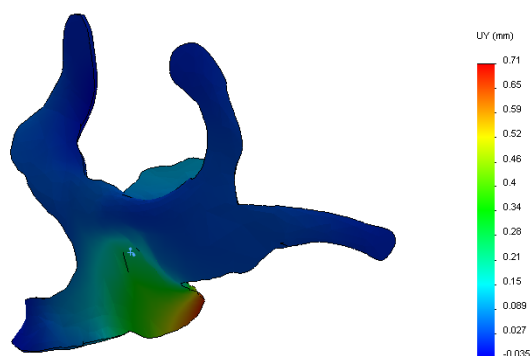


Figura 223 - Prótese maciça deslocamentos em YY

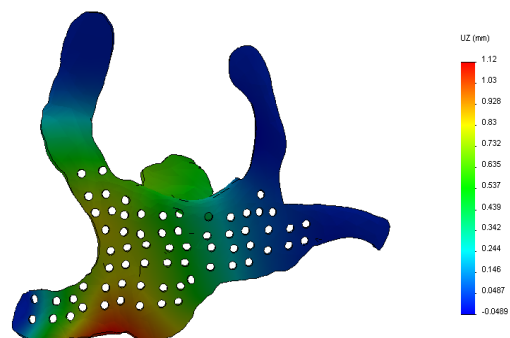


Figura 224 - Prótese malha deslocamentos em YY

Na Figura 225 e Figura 226 pode-se ver as deslocações horizontais na direcção da mandíbula. Portanto deslocamentos no sentido do interior da boca. Estes valores apresentam um deslocamento máximo de 0.38mm o que é extremamente bom.

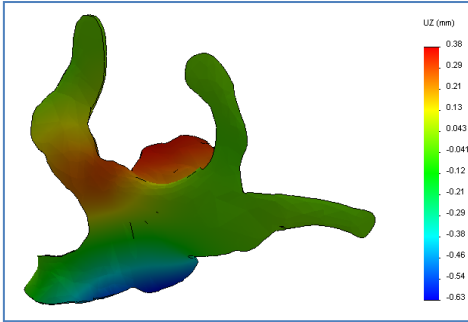


Figura 225 - Prótese maciça deslocamentos em ZZ

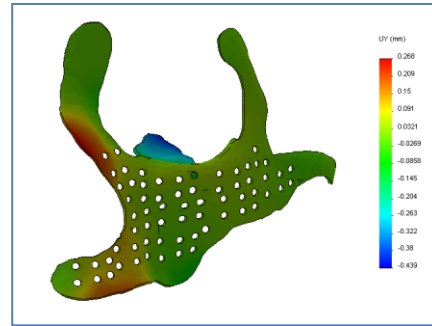


Figura 226 - Prótese maciça deslocamentos em ZZ

Devido a suspeita da aproximação da malha realizada não ser o mais próxima possível da realidade o segundo design do implante tem muito mais apoio implante / crânio. A malha adquirida é, como dito anteriormente, muito mais perfurada que a simulação pelo que houve necessidade de se aumentar esse apoio estrutural com receio que a malha não conseguisse suportar os esforços requeridos durante a mastigação.

### 3.2.10 Ferramenta Rápida para conformação da malha

Na Figura 227, Figura 228, Figura 229 e Figura 230 o ponto de partida para o fabrico da ferramenta rápida de conformação foi a prótese desenvolvida.

No software 3Matic, partindo dessa mesma prótese desenhou-se uma caixa com 150x150mm, que corresponde à dimensão da malha de Ti6Al4V encomendada para testes. De seguida, define-se um plano de apartação, que no caso, foi bastante complexo devido à geometria desenvolvida. Com o recurso a ferramentas como “Sketch” para definição das “guide lines” da superfície de apartação foi possível construir nessa mesma superfície utilizando o comando “surface construction”. De realçar, que a zona que se mostra nas ilustrações seguintes, correspondem à parte da matriz de ferramenta, tendo sido rebaixada 0.8mm na zona da prótese, de modo a garantir a espessura dada pela malha.

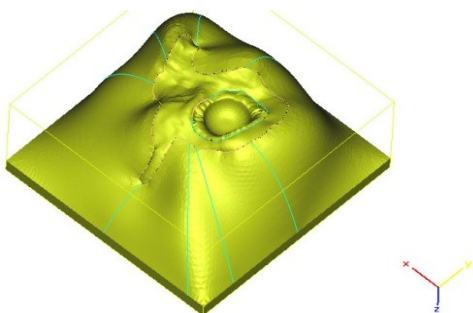


Figura 227 - Ferramenta de conformação 1

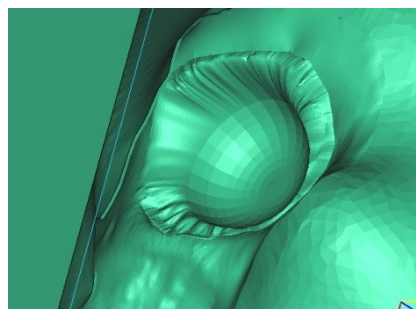


Figura 229 - Ferramenta de conformação 2

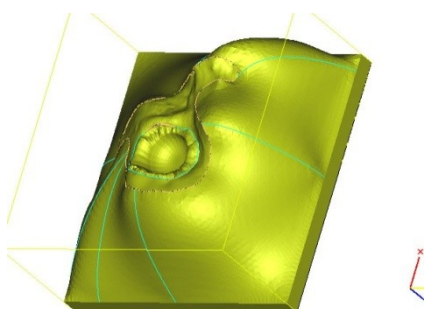


Figura 228 - Ferramenta de conformação 3

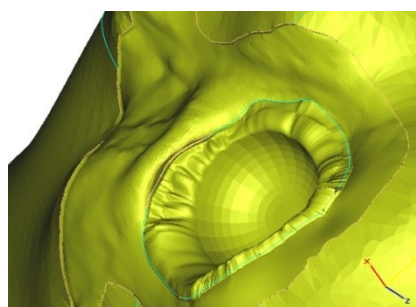


Figura 230 - Ferramenta de conformação 4

A Figura 231 e Figura 232 correspondem à parte “macho”, ou punção para conformação. Para a obtenção desta parte da ferramenta, foi criado um bloco no menú

“primitives”, ”box”, fazendo-se de seguida no menú CAD a operação de “subtract” da “box” criada à ferramenta correspondente à cavidade.

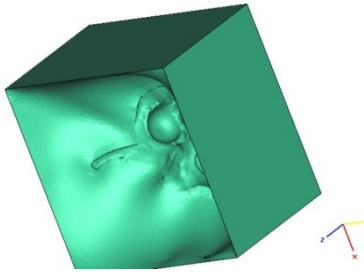


Figura 231 - Ferramenta de conformação negativo

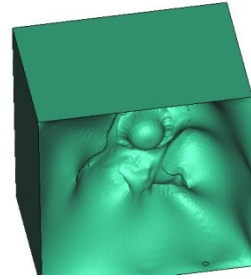


Figura 232 - Ferramenta de conformação macho

A Figura 233 pode-se observar em vista de corte, as duas metades da ferramenta rápida de conformação. De notar a ausência de interferências entre as superfícies de ambas.

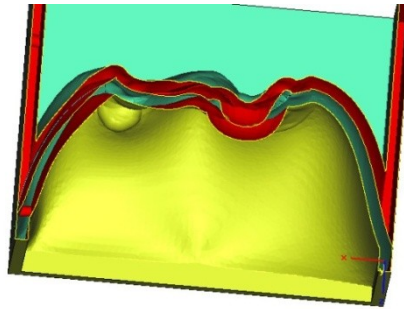


Figura 233 - Ferramenta de conformação macho e negativo

### 3.2.11 Malha desenvolvida INEGI

No seguimento de uma ideia do Eng. Rui Neto, surgiu esta nova geometria de malha realizada no INEGI.

O desenho dessa geometria foi realizado em SolidWorks com uma espessura de 0.8mm de modo a simular as mesmas condições da malha adquirida para testes.

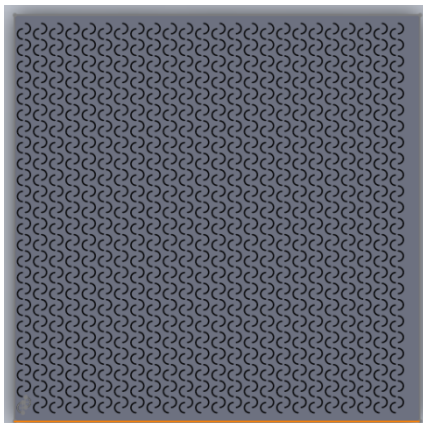


Figura 234 - Malha INEGI

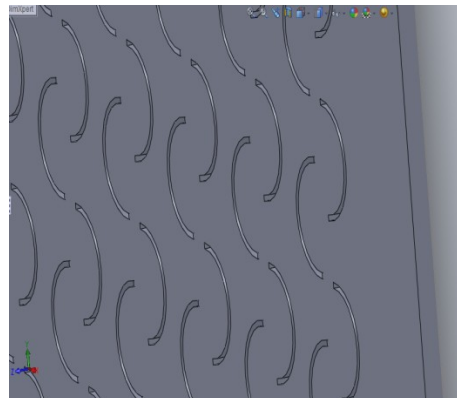


Figura 235 - Malha INEGI 2

Devido à complexidade da geometria envolvida, a malha de elementos finitos para simulação virtual era muito refinada (devido a pouca espessura e muitos detalhes da forma, a malha gerada continha mais de  $1 \times 10^7$  nós, o que torna a malha muito pesada para cálculos e sem hipótese de reduzir o número de elementos devido à pouca espessura da chapa), tornando impossível essa simulação nas máquinas que temos ao nosso dispor. Posto isto, a simulação foi efectuada numa pequena parte da malha (como se pode ver pela Figura 236 e Figura 237) de modo a ser possível o teste dos deslocamentos e cargas máximas e posteriormente extrapolar o valor obtido para a chapa toda.

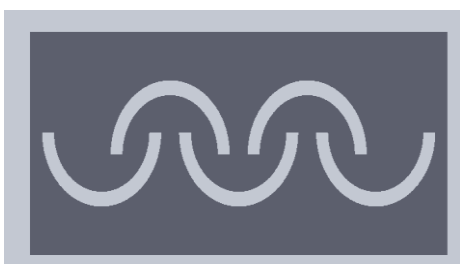


Figura 236 - Malha INEGI 3

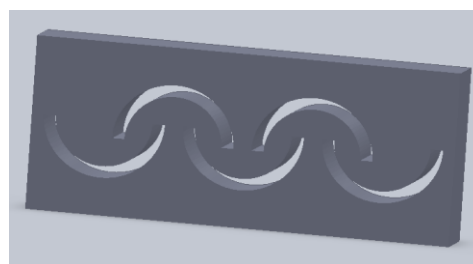


Figura 237 - Malha INEGI 4

Na Figura 238 podemos ver os deslocamentos no eixo dos YY do referencial da peça. Nesta imagem podemos ver que a malha deforma 0.000175mm por cada elemento de secção. Extrapolando isto para a malha toda obtemos um deslocamento de 0.005mm até se deformar plasticamente.

Na Figura 239, podemos ver a força máxima necessária para que a malha comece a deformar plasticamente. Este valor é o mais importante de todos, pois é este valor que nos vai dizer que força ou pressão se tem que efectuar para obtermos uma deformação plástica, que é o pretendido neste caso. De reparar que as zonas mais críticas ao deslocamento/tensões máximas é na parte interior das curvaturas junto aos extremos das ranhuras. São estes os primeiros pontos a serem deformados como se pode ver pela Figura 238 e Figura 239, são os pontos marcados a vermelho, os pontos que posteriormente vão ceder são os marcados a amarelo. O objectivo desta deformação é conferir a malha um alongamento de cerca 40% na direcção do eixo dos YY. O valor de tensão de cedência para esta geometria é de aproximadamente 150 MPa, que perfaz um total na malha de 135000 MPa, convertendo para kg são 13.5 ton de força necessária para conferir uma deformação plástica.

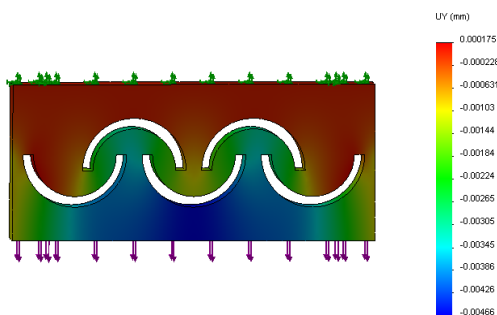


Figura 238 - Malha INEGI deslocamento

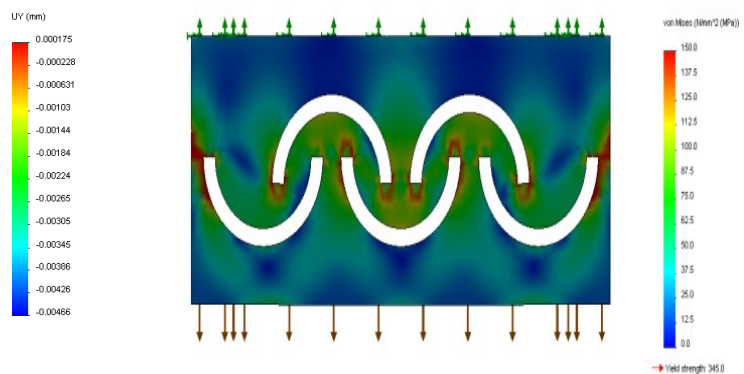


Figura 239 - Malha INEGI critério von Mises

### 3.2.12 Malha adquirida pelo INEGI



Figura 240 - Malha adquirida

Esta malha da empresa chinesa Suzhoo, certificada para a produção de implantes. A malha é de 150x150mm com 1.2mm de espessura e o seu material é Ti6Al4V.

A geometria da malha é patenteada e como se pode ver na Figura 240, tem um corte de aspecto triangular permitindo o alongamento em todas as direcções e também a promoção do crescimento ósseo.

### 3.2.13 Outros tipos de malhas

O desenvolvimento de novas geometrias por parte dos fabricantes permite-nos ter uma selecção mais variada e adequada para a aplicação a utilizar. Certas geometrias permitem o alongamento em todas as direcções ao passo que outras apenas permitem o deslocamento axial e ou longitudinal para aplicações mais específicas dependendo do tipo de cirurgia a que se destinam (cranioplastias, maxilofaciais, torácicas, etc.).

Em baixo podemos ver outros tipos de malhas existentes no mercado.

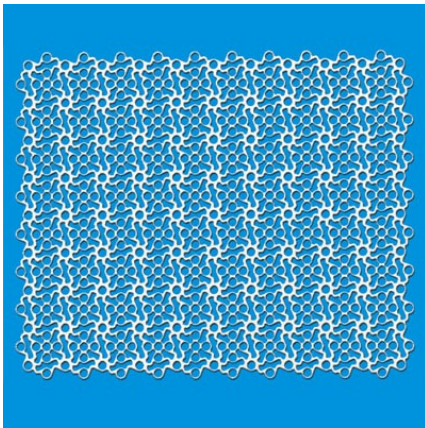


Figura 241 - Malha



Figura 242 - Malha 2[58]

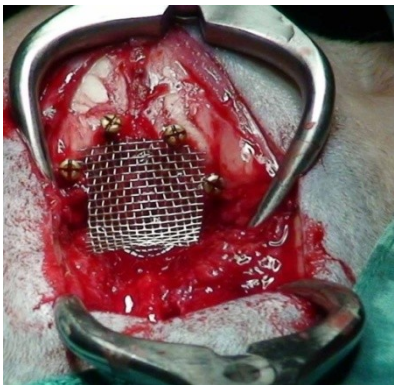


Figura 243 - Malha 3 [59]



Figura 244 - Malha 4 [60]

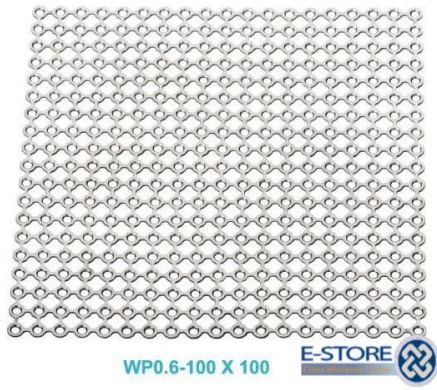


Figura 245 - Malha 5 [61]

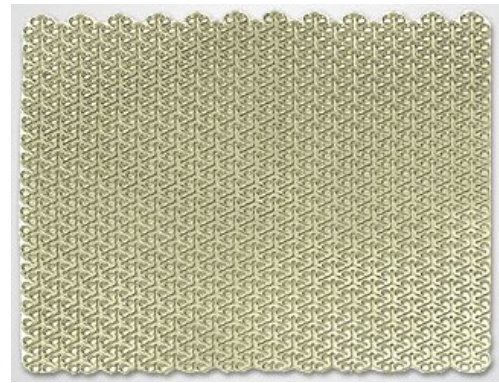


Figura 246 - Malha 6 [62]

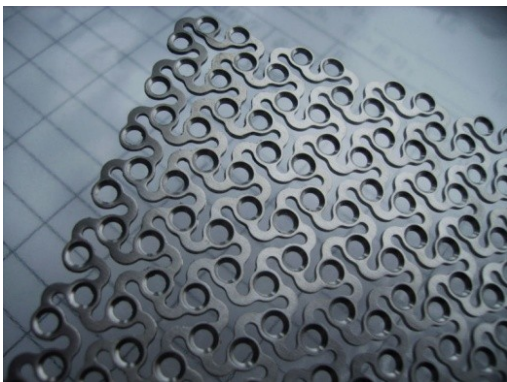


Figura 247 - Malha 7 [63]

### **3.2.14 Conclusões**

Neste trabalho e tal como no anterior, havia dois objectivos principais, o desenvolvimento da metodologia do processo e o desenvolvimento da metodologia de fabrico. Neste caso real foram os dois realizados.

No desenvolvimento da metodologia de fabrico, foi demonstrado que é possível criar (com recurso à prototipagem rápida) ferramentas rápidas de conformação de malha especial para implantes à medida do paciente. Esta ferramenta rápida foi concebida mas ainda não foi testada devido à malha adquirida pelo INEGI ainda não ter chegado.

No desenvolvimento da metodologia do processo, houve a necessidade de realizar biomodelos que revelaram ser uma mais-valia, tanto para projectistas / fabricantes como para os médicos. As informações a transmitir de ambas as partes foram de maneira mais clara e simples devido a existência de um modelo visual e táctil que ajudava na explicação de todas as especialidades envolvidas.

No decorrer deste objectivo, surgiu uma ideia de realizar malha com uma geometria especial que permita obter um alongamento de 40% nas duas direcções horizontais ao plano da malha, sendo que esta passou as simulações numéricas esperando agora a aquisição de chapa de titânio comercialmente puro de grau 2 para passar para a fase dos testes reais.

#### **4 Conclusões Finais**

O objectivo mais geral deste trabalho era avaliar o recurso de softwares de biomodelação tal como MIMICS e 3MATIC para obtenção de métodos de processo e fabrico de próteses à medida do paciente. Uma vez existindo o ficheiro DICOM da parte óssea existente, o processo de obtenção de próteses à medida baseada na utilização do software MIMICS e 3MATIC permite obter uma prótese à medida do paciente mais rapidamente que os restantes processos existentes de obtenção de próteses.

O software MIMICS permite facilmente obter um ficheiro CAD em STL a partir dos ficheiros DICOM obtidos através da TAC ou RMN. Este software permite através de uma base de dados própria, distinguir no ficheiro DICOM a parte que se quer reproduzir em formato STL, tal como veias ou tecido ósseo e visualizar a localização e a fixação do implante.

O software 3MATIC permite projectar tecidos ósseos em falta bem como as respectivas fixações ao tecido existente e projectar ferramentas rápidas de conformação de malha devido a sua boa capacidade de modelar superfícies. A maior dificuldade deste software é a produção de peças apenas conseguindo modelar superfícies.

A obtenção de modelos em prototipagem rápida das geometrias existentes e das partes em falta (próteses) é uma excelente ferramenta para planeamento cirúrgico, discussão de soluções e meios para testes de aplicações dos modelos das próteses ou de próteses. Estes modelos permitem um dialogo fácil, aberto e objectivo entre a engenharia e a medicina.

Os softwares de cálculo estrutural permitiram garantir que as próteses à medida do paciente possuam a resistência mecânica e peso desejado, numa fase prévia do processo de obtenção de próteses a medida, permitindo desta forma validar a geometria ou indicar os pontos mais críticos que têm que sofrer alteração.

## 5 Bibliografia

- [1] *Titanium the Ultimate Choise*: Intenational Titanium Association 2007.
- [2] J. C. Ribeiro, "1º Relatório Anual," Registo Portugues de Artroplastias, Porto2010.
- [3] P. Robert G. Craig, *Restorative Dental Materials*. Michigan: Mosby, Inc., 2002.
- [4] C. E. V. 6.2.0, "CES Edupack Version 6.2.0," vol. Build: 6.2.0.0, ed: Granta Design Limited., 2011.
- [5] "tabela periodica online," in *tabela periodica online*, ed.
- [6] S. P. O. T.-S. P. d. O. e. Traumatologia, "RPA Registo Português de Artroplastias," ed, 2010.
- [7] J. G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* vol. Volume 1: John Wiley & Sons, Inc, 2006.
- [8] J. B. B. Park, *Biomaterials: Principles and Applications*: Joseph D. editores, 2003.
- [9] "Wikipédia," ed, 2011.
- [10] C. F. Rui Jorge de Lemos Neto , Ricardo Pereira "Próteses de anca à medida," INEGI, Porto2011.
- [11] J. R. Davis, *Handbook of Materials for Medical Devices*: ASM International, 2003.
- [12] M. R. H. M.B. Nasab, *Metallic Biomaterials of Knee and Hip - A Review*. Putra - Malasia: SBAOI, 2009.
- [13] I. d. D. M. Banco Mundial, ed.
- [14] (1977, PubMed. *Bite force and state of dentition*. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/271452>
- [15] J. H. C. L. C.N. Elias, R. Valiev, and M.A. Meyers. (2008) Biomedical Applications of Titanium and its Alloys. *Biological Materials Science*.
- [16] P. Liisa T. Kuhn, "BIOMATERIALS," in *INTRODUCTION TO BIOMEDICAL ENGINEERING*, ed: Elsevier Academic Press, 2005.
- [17] "HEPARIN-COATED BLOOD OXYGENATORS," ed.
- [18] J.R.Davis, *Handbook of Materials for Medical Devices*: ASM International, 2003.
- [19] J. C. Wataha, "Biocompatibility of dental casting alloys: A review," vol. THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY, 2000.
- [20] S. P. G. Elodie, *Metallic Biomaterials - Corrosion – Titanium, Stainless steels, Chromium Cobalt alloys, Amalgam – Orthopaedic & Dental Applications*. Kunliga, 2002.
- [21] "Pense Industria," A. d. c. t. d. portugal, Ed., ed: CET, 2011.
- [22] L. P. Silva, "Projecto de Câmara para Fusão de Ligas Reactivas com Cadinho Frio," 2010.

- [23] R. C. S. Rodrigues, "Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de titânio cp," PhD Pós-Graduação, Faculdade de odontologia de Ribeiro Preto, Universidade de Sao Paulo, 2005.
- [24] "Titanium and Titanium Alloys ASM," in *ASM International - The Materials Information Society*, ed: ASM, 2011.
- [25] *ASM handbook*: Materials Park, Ohio : ASM International, c1990-.
- [26] Y. Oshida, *Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials*: Elsevier, 2006.
- [27] Buch, "Meeting the demand challenge," *International Titanium Association - 22nd Annual Conference & exhibition*, 2006.
- [28] TIMET. (2005). *Titanium Metals Corporation*. Available: [http://www.timet.com/index\\_new.htm](http://www.timet.com/index_new.htm)
- [29] T. TechniqueS. (2008). *Titanium TechniqueS 2001 Ltd* Available: <http://www.titaniumtechniques.com/index.html>
- [30] Goodfellow. (2011). *Goodfellow* Available: <http://www.goodfellow.com/>
- [31] Fiko. (2011). *Fiko* Available: <http://www.titanium-fiko.com.ua>
- [32] H. S. Metals. (2011). *Hempel Special Metals*. Available: <http://www.hempel-metals.com/>
- [33] T. I. Group. (2011). *TIG TITANIUM INTERNATIONAL GROUP SRL*. Available: [http://www.titanium.it/index.php?option=com\\_content&view=article&id=11&Itemid=3&lang=en](http://www.titanium.it/index.php?option=com_content&view=article&id=11&Itemid=3&lang=en)
- [34] E. Britannica. (2011, 13/05/2011). *Encyclopaedia Britannica. Encyclopædia Britannica Online*. Available: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/479532/prosthesis>
- [35] M. John B. Brunski, PhD/David A. Puleo, PhD/Antonio Nanci, MSc, PhD, "Biomaterials and Biomechanics of Oral and Maxillofacial Implants: Current Status and Future Developments," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000.
- [36] R.-R. e. I. Médica. (2010). *Tomografia Computorizada*. Available: <http://www.rime.pt/tipo/tac-tomografia-computorizada/>
- [37] Materialise. (2011). *Materialise driving your innovations*. Available: <http://www.materialise.com/>
- [38] L. Y. Sekou Singare, Li Dichen, Lu Bingheng, He Sanhu, Li Gang. (2006). *Fabrication of customised maxillo-facial prosthesis using computer-aided design and rapid prototyping techniques (2006 ed.)* [Jornal].
- [39] *STEREOLITHOGRAPHY MACHINE digitalwax008*. Zanè - Italia: DWS Srl, 2009.
- [40] T. M. B. Paul S. D'Urso, W. John Earwaker, Lain J. Bruce, R. Leigh Atkinson, Michael W. Lanigan, John E Arvier, David J. Effeney, "Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial," *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 27, p. 7, 1998.
- [41] J. S. , G. J. Ridder, U. Spetzger, C. B. Teszler, M. Fradis e W. Maier, "Individual prefabricated titanium implants and titanium mesh in skull base reconstructive surgery. A report of cases," *Eur Arch Otorhinolaryngol*, p. 8, 2004 2003.
- [42] Y. S. o. Medicine. (2011). *Hip Replacement Surgery*. Available: <http://www.yalemedicalgroup.org/stw/Page.asp?PageID=STW023973>
- [43] DePuy, "Product Rationale the solution system," in *0611-13-000*, DepPuy, Ed., ed, 2011.
- [44] DePuy. (2011, 12 de Abril). *DePuy*. Available: <http://www.depuy.com/>
- [45] Biomet. (2011, 12 Abril). *Biomet* Available: <http://www.biomet.pt/pt-home>

- [46] M. John B. Brunski, PhD1/David A. Puleo, PhD2/Antonio Nanci, MSc, PhD3, "Biomaterials and Biomechanics of Oral and Maxillofacial Implants: Current Status and Future Developments," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 15, p. 33, 2000.
- [47] N. Instruments, "Neurosurgical Instruments," craniotop, Ed., ed: Neurosurgical Instruments, 2008.
- [48] c. cráneo-maxilofacial. (2011). *Caraterísticas & Especificaciones de acoplamiento titanium para la reconstrucción del cráneo en cirugía cráneo-maxilofacial, Lumbar cervical de la jaula espinal*. Available: <http://spanish.alibaba.com/product-free/titanium-mesh-for-skull-reconstruction-in-cranio-maxillofacial-surgery-spinal-cage-cervical-lumbar-113611498.html>
- [49] OrthoMax. (2011). *Titanium Wire Mesh*. Available: <http://www.indiamart.com/ortho-max/maxillofacial-inplants.html>
- [50] Eitrade. (2011). *ningbo cibe medical treatment appliance co.,ltd*. Available: <http://www.eitrade.com/ks-Surgery>
- [51] Tecomet. (2011). *Cranial Maxillofacial Implants*. Available: <http://netshapeforging.tecomet.com/item/our-customers-applications/cranial-maxillofacial-implants/item-1009>
- [52] E-Store. (2011). *Titanium Mesh Plate (WP0.6 100x100)*. Available: <http://www.p-wholesale.com/cn-pro/10/454to1/titanium-mesh-plate-wp06-100x100-435033.html>
- [53] L. ShenZhen AllWays Technology Development Co. (2011, 11/05/2011). *Medical Devices Co., Ltd. Zhejiang million*. Available: <http://sxc77777.en.b2b168.com/shop/supply/2433908.html>
- [54] U. B. Inc. (2011). *Unicare Biomedical*. Available: [http://www.unicarebiomedical.com/cytoflex\\_mesh.htm](http://www.unicarebiomedical.com/cytoflex_mesh.htm)
- [55] in *WIKIPEDIA - a enciclopédia livre*, ed, 2010.
- [56] "HBQUIMICA," ed: hbquimica.
- [57] Argueso, 2011.
- [58] tiremet., "tiremet," ed.
- [59] cavalierhealth, "cavalierhealth."
- [60] M. WY Lim1, S Ahmad Sarji1, MBBS, FRCR, YI Yik2, MBBS, MS, MRCS, TM Ramanujam2, MBBS, MS, FRACS, "Osteosarcoma of the rib," *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 2008.
- [61] titanium-mesh-plate.
- [62] Micro-Plate.
- [63] S. C. T. M. Implant.
- [64] titaniumexposed, "How titanium production really happens," 2011.
- [65] M. e. Suprimentos. (2011). *Liga de titânio informações relacionadas com a liga de titânio*. Available: <http://www.manutencaoesuprimentos.com.br/sub-segmento/liga-de-titânio/>



## **ANEXO A: Medidas STANDARD que regulam a medição da biocompatibilidade**

A primeira tentativa para criar parâmetros de biocompatibilidade datam de 1926, mas infelizmente, teve um início complicado. Parâmetros para tipos de materiais e condições biológicas não conseguiram acompanhar o ritmo da evolução tecnológica dos materiais de implantes. As razões para este acontecimento é o rápido avanço da biologia celular e molecular, a variedade de testes possíveis para a medição de biocompatibilidade e a falta de estandardização destes testes.

A estandardização é um processo longo e difícil, tornado ainda mais complicado pelo desentendimento no significado e na aproximação de certos testes. Uma das primeiras tentativas para criar um teste uniforme para todos os materiais foi o estudo de Dixon e Rickert em 1933, que investigou a toxicidade de quase todos os materiais para implantes dentários, colocando estes em bolsas no tecido subderme. Pequenas e estandardizadas peças de ouro, amalgam, guta-percha, silicatos e amalgam de cobre, foram esterilizados e colocados uniformemente em bolsas entre o tecido e o osso. Após 6 meses foi realizada uma biopsia. Outras tentativas de estandardização dos testes foram levadas a cabo até que em 1972 o comité de Materiais Dentários, Instrumentos e Equipamento da ANSI/ADA aprovaram o documento número 41 como prática standard recomendada para avaliação biológica de materiais dentários.

ANSI/ADA n°41 – o teste inicial inclui ensaios *in vitro* para a cito toxicidade , hemólise, mutagênicos e carcinogénico a nível celular e apurar a reacção fisiológica e morte a nível de todo o organismo. Baseado nos resultados de todos estes testes iniciais, materiais prometedores eram testados por um ou mais testes secundários em pequenos animais (*in vivo*) para respostas inflamatórias ou potencial imunogénico. Finalmente materiais que passavam estes testes secundários e ainda apresentavam potencialidades eram sujeitos a um terceiro teste para testar a capacidade em primatas e posteriormente em seres humanos. [3]

ISO 10993 – na última década existiu um esforço de algumas organizações internacionais para desenvolver medidas standard internacionais de dispositivos e material médico. Grupos internacionais foram criados com cientistas da ANSI e da International Standards Organization (ISO) para desenvolver estas medidas. O documento final foi publicado em 1992 e é o mais recente standard a ser aplicado para testes biológicos. A norma ISO 10993 contém doze partes, cada uma com diferentes aspectos dos testes biológicos. A norma standard divide os testes em testes “inicial” e “suplementar” para verificar a reacção biológica aos materiais. Os testes iniciais são testes para verificar a cito toxicidade, sensibilização e toxicidade sistémica. Alguns destes testes são realizados “*in vivo*” em animais. Maior parte dos testes suplementares é feita em animais. A selecção dos testes para um específico material é deixado para os produtores desses materiais, que têm que apresentar e defender os valores dos testes realizados. Linhas guia para a selecção dos testes são apresentadas na primeira parte da norma standard e baseadas na longevidade com que o material vai ser utilizado, o contacto que este vai ter com os tecidos vivos, com o sangue e osso. [3]

A norma ISO actual está disponível na International Organization for Standardization ([www.iso.ch](http://www.iso.ch)) em Génève na Suíça, com o código ISO 10993-1:1992(E). O documento ANSI/ADA está a ser revisto conforme a norma ISO 10993, mas ainda não está completo. Este em vez de cobrir todos os dispositivos biomédicos apenas cobre dispositivos médico dentário. Contudo, estas duas normas apresentam muitas similaridades na filosofia e na aplicação. A versão ANSI/ADA de 1982 que rege os testes de biocompatibilidade nos Estados Unidos da América está disponível no Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, American Dental Association ([www.ada.org](http://www.ada.org)) em Chicago, USA. [3]

## **ANEXO B: Propriedades mais detalhadas de alguns metais**

### 1. Aço inoxidável

Os primeiros aços inoxidáveis a serem usados como implantes foram os 18-8 (302 dos tempos modernos). Mais tarde foi adicionado Mo para melhorar a resistência à corrosão, foi chamado de 18-8Mo e mais tarde de aço inoxidável 316. Uma variação deste aço é a 316L que contém mais carbono, 2% Manganês, 17-20% de cromo, 12-14% de níquel, 2-4% molibdênio e poucas quantidades de fósforo, enxofre e silicone. Aço inoxidável contém cromo suficiente para conferir uma boa resistência corrosiva. Somente os aços inoxidáveis mais resistentes à corrosão são apropriados para implantes, mesmo estes tipos de aços inoxidáveis são vulneráveis à corrosão e à corrosão com fendas em torno dos parafusos. Os aços 316 e 316L são amplamente utilizados para fabricação de implantes, mas devido à sua baixa resistência à corrosão em regiões de baixo oxigênio e elevadas cargas, são adequados para implantes temporários. [20]

Os aços inoxidáveis são ligas à base de ferro que contêm um mínimo de 10,5% de cromo, sendo este que lhes confere a característica inoxidável, ou seja, resistentes à corrosão. O aumento do teor de cromo acima dos 10,5% confere-lhes ainda maior resistência à corrosão. A adição de outros elementos de liga permitem melhorar ainda mais a sua resistência a mecanismos específicos de corrosão (por exemplo adicionando níquel) ou melhorar as propriedades mecânicas. O carbono está normalmente presente em quantidades que variam entre 0,03% e 1%.

O aço inoxidável mais usado como biomaterial em implantes está classificado como 316L pelo Instituto Americano do Ferro e do Aço. Esta liga em particular pertence ao grupo dos aços inoxidáveis austeníticos, contendo uma baixa quantidade de carbono (a designação da liga com um L significa que contém pouco carbono – 0,03% no máximo), e aproximadamente 17 a 20 % de cromo (composição química do aço inoxidável 316L na Tabela Composição química de aço inoxidável 316L). O cromo vai reagir com o oxigênio formando uma camada

de um óxido de cromo resistente à corrosão. A presença do molibdênio está relacionada com a necessidade de melhorar a resistência à corrosão nas fronteiras de grão.

Tabela Composição química de aço inoxidável 316L

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

A maior parte dos implantes em aço inoxidável 316L são fabricados por fundição, de preferência com recurso à fusão em vácuo, permitindo dessa forma melhorar as propriedades de resistência à corrosão e obter uma estrutura livre de ferrite.

A presença do níquel melhora a resistência à corrosão, para além de este ser o principal elemento que estabiliza a forma austenítica do ferro. No entanto, a sua presença em ligas utilizadas na fabricação de implantes, tem vindo a ser posta em causa devido à possível toxicidade do níquel para o corpo humano, [Hin, 2004]. Por isso, já têm sido feitos desenvolvimentos no sentido de evitar a utilização do níquel na composição desta liga de aço inoxidável, como é 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, e permite ainda melhorar as suas propriedades mecânicas, nomeadamente, a tensão limite de elasticidade, a resistência à fadiga, e a resistência à corrosão comparativamente à liga 316L.

Comparativamente com as ligas de CoCr e as ligas de Ti, os aços inoxidáveis possuem uma tensão limite de elasticidade e de ruptura menor, no entanto apresentam uma ductilidade mais elevada. Além disso, estas ligas permitem o recurso a praticamente todos os processos de maquinagem e acabamento, sendo geralmente das mais baratas ligas metálicas biocompatíveis.

## 2. Ligas Cobalto-Crômio

Existem duas ligas de cobalto-crômio que são muito usadas em implantes como articulações, ou próteses de elevada carga como joelhos ou anca: liga CoCrMo e a liga CoNiCrMo. Os dois elementos básicos das ligas de cobalto cromo contêm cerca de 65% de Cobalto. O Molibdênio é adicionado para produzir grãos mais finos que resulta de maior resistência mecânica. O cromo aumenta a resistência à corrosão como também a resistência da liga. [20]

Tal como acontece com as outras ligas, o aumento da resistência mecânica é acompanhado pelo decréscimo da ductilidade. Estas ligas não exibem corrosão alveolar contudo os produtos

metálicos libertados do implante devido ao desgaste, podem interagir biologicamente com os tecidos biológicos e libertar componentes tóxicos no organismo. [20]

As ligas à base de cobalto (Co) foram usadas pela primeira vez na década de 30. Por sua vez as ligas de CoCrMo (vulgarmente designadas por *Vitallium*) foram usadas inicialmente como ligas de fundição para aplicações odontológicas, sendo na década de 40 adoptadas para aplicações ortopédicas.

Existem basicamente dois grupos distintos de ligas de CoCr que podem ser usados em implantes, as fundidas e as trabalhadas (obtidas por forjamento, laminagem ou extrusão), nos quais se incluem as seguintes ligas (com designação da 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, esta trata-se igualmente dum ligas trabalhada, mas com uma composição idêntica à liga fundida ASTM F75)
- ASTM F562 (Co35Ni20Cr10Mo)

A composição química destas ligas está descrita na Tabela Composição química das ligas de CoCr usadas no fabrico de implantes.

Tabela Composição química das ligas de CoCr usadas no fabrico de implantes

Designação ASTM	Composição (% em peso)										
	Co	Cr	Mo	Ni	Fe	C	Si	Mn	W	P	S
F 75	Base	27-30	5-7	1	0,75	0,35	1	1	0,2	0,02	0,01
F 90	Base	19-21	-	9-11	3	0,05-0,15	0,4	1-2	14-16	0,04	0,03
F 562	Base	19-21	9-10,5	33-37	1	0,025	0,15	0,15	-	0,015	0,01
F 799	Base	26-30	5-7	1	0,75	0,35	1	1	-	-	-

De todas estas ligas existem duas que são exaustivamente utilizadas na produção de implantes, a liga fundida ASTM F75 (Co28Cr6Mo) e a ASTM F562 (Co35Ni20Cr10Mo).

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 é maior. A porosidade também pode ser um problema na fundição, mas este pode ser minimizado com recurso posterior ao processo HIP (*Hot Isostatic Pressing*). O processo de obtenção de implantes em ligas de CoCr é um compromisso entre custo e propriedades mecânicas obtidas. Tendo em conta que as propriedades dos fundidos são suficientes, este é o processo que actualmente domina esta área.

A liga ASTM F75 é comercialmente designada por *Vitallium* ou *Stellite 21* e é uma das mais usadas na fundição de implantes. O principal atributo principal desta liga é a resistência à corrosão em ambientes agressivos (como o dos fluidos existentes no corpo humano), devido ao elevado teor de crómio e do seu óxido superficial (nomeadamente o Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>).

A liga ASTM F75 recorre habitualmente ao processo de fundição de precisão para o fabrico de implantes. De modo a facilitar o processo de fusão e vazamento, esta liga contém até 0,5% de carbono, o que permite baixar a sua temperatura de fusão até 1350°C, ao contrário da temperatura de fusão das ligas binárias CoCr, cuja temperatura de fusão varia entre 1450°C-1500°C. A baixa temperatura de fusão devido à adição do carbono resulta numa estrutura com tamanho de grão fino e permite um decréscimo na temperatura da moldação de 1000°C para 900°C. A obtenção de fundidos de qualidade superior pode ser obtida com o recurso a processos de fusão e vazamento em vácuo, com o intuito de evitar a ocorrência de oxidação.

### 3. Ligas Titânio

As tentativas de uso do titânio como implante já remontam ao final de 1930. A leveza do titânio (4,5 g/cm<sup>3</sup>) e as boas propriedades químicas e mecânicas são as principais características para a aplicação como implante. Existem quatro graus de titânio comercialmente puro (cp) e várias ligas para aplicações de implantes cirúrgicos sendo que a mais utilizada é a liga Ti6Al4V. O conteúdo de impurezas é o que separa os tipos de titânio comercialmente puro, oxigénio, ferro e nitrogénio devem ser cuidadosamente controlado. O oxigénio em particular, tem uma grande influência sobre a ductilidade e resistência, chamado de fenómeno alfa-case. Estas ligas contêm também hidrogénio e carbono (respectivamente, 0,015% e 0,1% em peso) e as propriedades mecânicas variam em função da composição. A adição de certos elementos, como o alumínio ou vanádio, permitem ter uma ampla gama de propriedades. As ligas de titânio têm uma excelente resistência à corrosão, graças à formação de uma camada de óxido na sua superfície. [20]

O titânio é um elemento de baixa densidade (aproximadamente 60% da densidade do ferro) cujas propriedades podem ser melhoradas através da adição de elementos de liga. O titânio e as suas ligas para implantes foram desenvolvidas com o objectivo de garantirem uma excelente biocompatibilidade, e uma reduzida ou inexistente reacção com os tecidos envolventes ao implante. A resistência à corrosão do titânio deriva de um filme de óxido estável que se forma à superfície. A crescente utilização deste material deve-se essencialmente ao seu baixo módulo de elasticidade 855MPa, superior biocompatibilidade, e uma resistência à corrosão superior em comparação às ligas de aço inoxidável e CoCr. Foram estas características atractivas que catapultaram a introdução, inicialmente do titânio puro (TiCP), mais tarde as ligas  $\alpha + \beta$  (Ti6Al4V) e mais recentemente as ligas  $\beta$ .

#### 4. Ligas Titânio-Níquel

As ligas de Titânio-Níquel mostram propriedades incomuns, ou seja, se for deformada abaixo da temperatura de transformação, esta reverte outra vez à sua forma original à medida que a temperatura aumenta. Este fenómeno é chamado de "memória de forma". Algumas aplicações possíveis de ligas com memória de forma são os arcos dentários, (em ortodontia), cliques de aneurisma intracraniano, contráctil do músculo artificial de um coração artificial, prótese vascular e o cateter de grampo ortopédico. O 55 Nitinol também exhibe outras boas propriedades como ductilidade a baixas temperaturas, propriedades de resistência a fadiga, a conversão directa de energia térmica em energia mecânica, boa biocompatibilidade e resistência à corrosão *in vivo*. As propriedades mecânicas de ligas de NiTi são especialmente sensíveis à estequiometria da composição e da história individual térmicas e mecânicas. [20]



## ANEXO C: Titânio

A presença de titânio na maioria dos minerais da crosta terrestre passou despercebida durante séculos, em virtude da semelhança das suas propriedades com as do silício. [5]

Atomic number	22	Heat of vaporization	9.83 MJ/kg
Atomic weight	47.90	Machinability rating	40
Atomic volume	10.6 W/D	Magnetic susceptibility	$1.25 \times 10^{-6}$
Boiling point	3260°C (5900°F)		3.17 emu/g
Coefficient of friction	0.8 at 40 m/min (125 ft/min)	Melting point	1668°C ± 10°C (3035°F ± 18°F)
	0.68 at 300 m/min (1000 ft/min)	Modulus of elasticity	$14.9 \times 10^4$ psi
Coefficient of thermal expansion	$8.64 \times 10^{-4}/^{\circ}\text{C}$	Poisson's ratio	0.41
Color	Dark grey	Solidus/liquidus	1725°C (3137°F)
Covalent Radius	1.32Å	Specific gravity	4.5
Density	4.51 g/cm <sup>3</sup> (0.163 lb/in. <sup>3</sup> )	Specific heat (at 25°C)	0.518 J/kg °K (0.124 BTU/lb °F)
Electrical conductivity	3% IACS (copper 100%)	Specific resistance	554 μohm-cm
Electrical resistivity	47.8 μohm-cm	Tensile strength	35 ksi min
Electronegativity	1.5 Pauling's	Thermal conductivity	9.0 BTU/hr ft <sup>2</sup> °F
First ionization energy	158k-cal/g-mole	Thermal neutron absorption cross section	5.6 barns/atom
Hardness	HRB 70 to 74	Tensile strength	35 ksi min
Heat of fusion	440 kJ/kg (est.)	Young's modulus of elasticity	$116 \times 10^4$ N/m <sup>2</sup> $16.8 \times 10^4$ lb f/in. <sup>2</sup> 102.7 Gpa

Figura 248 - Propriedades do Ti [5]

O Titânio é um elemento químico pertencente ao grupo dos elementos de transição (IVb), de símbolo Ti. É cinza prateado, lustroso, duro e quebradiço quando frio, mas maleável quando aquecido e dúctil quando puro. Não existe em estado livre, mas, combinado a outros elementos, é o nono mais abundante na crosta terrestre. Está presente em praticamente todas as rochas, areias, argilas e outros tipos de solos; no Sol, nos meteoritos, e nas rochas lunares numa proporção de 7 a 12%, segunda amostra colhidas pela Apollo 11. [5]

O composto de titânio foi descoberto em 1791 pelo clérigo inglês William Gregor, que investigava uma terra negra da Cornualha. Em 1795, Martin Heinrich Klaproth encontrou-o no

rútilo e deu-lhe o nome actual derivado dos titãs da mitologia grega. Foi isolado em 1825 por Jöns Jacob Berzelius e em 1887 pelos suecos Sven Otto Pettersson e Lars Fredrik Nilson. Em

1910, Matthew A. Hunter obteve-o puro, com teor de 99% pela redução de cloreto de titânio com sódio num recipiente de aço. [5]

Obtém-se titânio comercialmente pela redução de tetracloreto de titânio com magnésio. O titânio forma importantes ligas, como as de ferro, de alumínio, de molibdênio e de manganês, que são usadas em mísseis e naves espaciais, devido a sua resistência à temperaturas elevadas. Os principais compostos de titânio são o dióxido ( $\text{TiO}_2$ ), usado na fabricação de pigmentos brancos, base para diversos tipos de tinta; e o tetracloreto de titânio ( $\text{TiCl}_4$ ), utilizado pela sua rápida hidrólise (captação de água), para criar cortinas de fumo. [5]

O Titânio, já foi considerado como um metal exótico, caro e adequado exclusivamente para uso aeroespacial. Nos dias de hoje é considerado como um metal versátil para inúmeras aplicações diárias, devido às suas propriedades metalúrgicas, abundância, custo de ciclo de vida e facilidade de fabricação. Agora, é comum não só em aviões, mas nas indústrias química e petroquímica, incluindo transformação, petróleo e gás, naval e de dessalinização, assim como em usos comerciais e de consumo que vão desde os clubes de golfe aos implantes médicos e arquitetura. [1]

Titânio e ligas de titânio são atractivos materiais estruturais devido à sua alta resistência, baixa densidade e excelente resistência à corrosão. No entanto, apesar do titânio ser o nono elemento mais abundante na crosta da Terra, o custo do titânio é alto devido ao seu alto ponto de fusão e reactividade extrema. O custo elevado inclui tanto as operações de extracção e de fabrico do lingote, bem como muitas das operações secundárias realizadas pelo utilizador. As vantagens do titânio incluem:

- A elevada relação força / peso das ligas de titânio permite-lhes substituir o aço em muitas aplicações que requerem alta resistência e tenacidade à fractura. Com uma densidade de 4,5 g/cm<sup>3</sup> (0,16 lb/in.<sup>3</sup>), as ligas de titânio têm cerca de ½ do peso do aço e superligas de níquel, produzindo excelentes relações força - peso. [24]
- As Ligas de titânio têm muito melhor resistência à fadiga do que outras ligas leves, como as de alumínio e magnésio. [24]
- As Ligas de titânio podem operar a temperaturas elevadas, como 370°C - 1680°C, dependendo da liga específica. [24]
- A resistência à corrosão das ligas de titânio é superior a ambas as ligas de aço e alumínio. [24]

## ANEXO D: Obtenção do Titânio

O primeiro passo na obtenção do Ti consiste no processamento dos minérios de Ilmite (FeTiO<sub>3</sub>) e Rútilo (TiO<sub>2</sub>).[22]

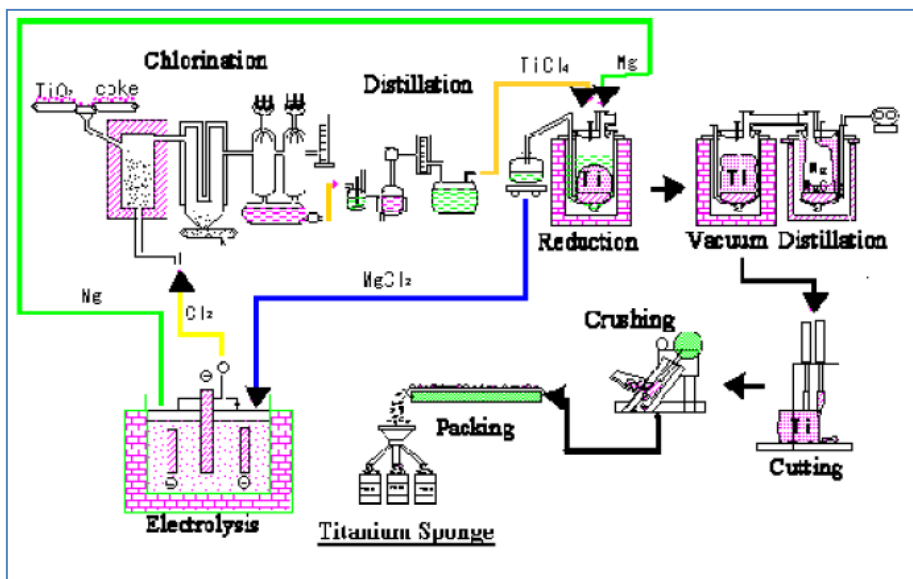
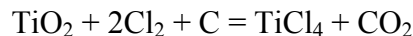


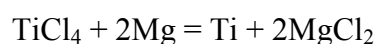
Figura 249 - Esquema do processo de obtenção de esponja de titânio

O processo esquematizado acima representa o método Kroll para a obtenção da esponja de titânio. Este processo pode ser descrito nos seguintes passos:

1 – Obtenção do tetracloreto de titânio (TiCl<sub>4</sub>) a partir da seguinte reacção:



2 – Numa câmara selada e inerte ocorre a seguinte reacção de redução:



No final desta fase já se obtêm esponja de titânio, contudo esta apresenta muitas impurezas.

3 – Destilação em vácuo permite remover impurezas da esponja de titânio.

4 – Trituração da esponja antes ou depois da purificação para que o produto deste processo esteja pronto para a produção de titânio puro ou ligas.[22]



Figura 250 - Obtenção do titânio[64]

A partir da esponja de titânio é possível dar ao titânio a forma de lingotes usando, por exemplo, o processo VAR (Vacuum Arc Remelting) e ESR (Electroslag Remelting). Como processos mais recentes e mais económicos de obtenção dos lingotes temos o processo PAM (Plasma Arc Melting) e EBM (Electron Beam Melting). As vantagens destes processos a nível económico reflectem-se na capacidade de fundir não só esponja, mas também sucata. A outra vantagem é a capacidade de produzir os lingotes redondos ou quadrados usando apenas uma fusão. A qualidade destes em relação aos processos mais antigos revela-se superior.[64]

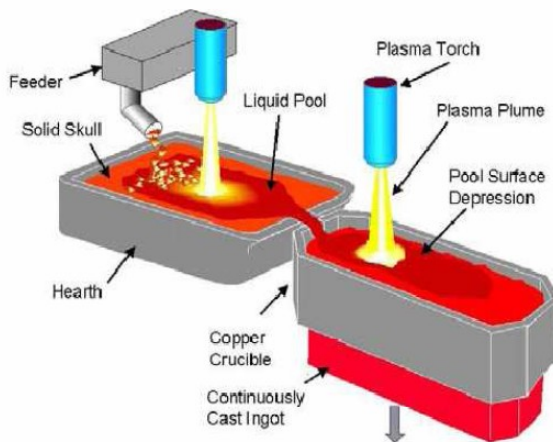


Figura 251 - Processo PAM

## **ANEXO E: Fabrico de Ligas de Titânio**

A liga de titânio é um material composto que combina vários componentes ao titânio. Estas ligas são projectadas para serem substâncias híbridas que, ao alterar as propriedades de cada componente individual, melhora as características mais desejáveis. As ligas retêm muitos dos atributos desejáveis do titânio, permitindo maior flexibilidade na produção. [65]

Na maioria das vezes, as ligas de titânio são feitas através de uma forma derretida ou em pó de titânio para que os outros pós metálicos possam ser adicionados em quantidades precisas antes de serem fundidos. A solução é prensada ou fundida em formas standard, como barras, tubos, chapas ou perfis. Enquanto a forma e as dimensões são importantes para o produto final, o grau de titânio é mais importante na escolha da liga adequada. O grau é uma medida regulada das qualidades do titânio puro e liga. A liga de titânio mais comum é conhecido como Ti6Al4V, sendo constituído por 90% de titânio, 6% de alumínio e 4% de vanádio. [65]



## **ANEXO F: Processos de fusão das ligas de titânio divididos em dois grupos consoante a tecnologia usada nos fornos**

Os processos de fusão podem ser divididos em dois grandes grupos consoante a tecnologia usada nos fornos sendo eles: [22]

### **Forno de arco eléctrico**

VAR – Vacuum Arc Remelting, fusão com cadinho frio e eléctrodo consumível - Este processo baseia-se na fusão contínua de um eléctrodo consumível (com composição idêntica à da liga final que se pretende) numa câmara de vácuo com atmosfera controlada (atmosfera de gás inerte). 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

EBM – Electron Beam Melting, fusão em cadinho frio e eléctrodo não consumível - Este processo é em grande parte semelhante ao descrito anteriormente, no entanto este utiliza um eléctrodo permanente, normalmente de grafite, cobre ou de uma liga de tungsténio. 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. Tal como no processo anterior também neste, a fusão é desencadeada numa câmara de vácuo com atmosfera controlada.

PAM – Plasma Arc Melting, fusão por jacto de plasma - As tecnologias de fundição baseadas na fusão por meio de um feixe de electrões em cadinhos de cobre refrigerados a água têm sido usadas para a produção de peças 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. As principais características deste processo são o controlo da temperatura e velocidade do processo, diversificação das 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 de fusão por indução**

VIM – Vacuum Induction Melting, geralmente em cadinhos cerâmicos - A fusão em fornos de indução equipados com cadinhos cerâmicos é hoje uma das melhores alternativas aos processos descritos anteriormente. Actualmente o grande desafio que se impõe a esta tecnologia é a procura de materiais inertes para o fabrico dos cadinhos cerâmicos.

ISM – Induction Skull Melting, uso de cadinhos frios - Ao contrário dos casos anteriores, em que o sobreaquecimento do metal líquido é muito baixo ou quase inexistente, este processo, mesmo utilizando um cadinho de cobre refrigerado a água, consegue um sobreaquecimento superior bem como uma maior homogeneidade da liga. Isto deve-se 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 da carga de fusão.

## **ANEXO G: Refractários e Ligantes**

### **Refractários**

De acordo com os dados apresentados no ponto 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.

#### Alumina

A alumina apesar de apresentar uma energia livre de formação muito negativa, possui uma temperatura de amolecimento inferior à temperatura de fusão da liga Ti6Al4V, praticamente inviabilizando a sua utilização como material para facecoat. No entanto 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.

#### Ítria

A ítria é sem dúvida o material mais promissor para o fabrico de carapaças cerâmicas. O facto de possuir um valor de energia livre de formação muito negativo ( $-1079,1 \text{ kJ mol}^{-1}$  de  $\text{O}_2$ ), torna-a no material quimicamente mais inerte relativamente ao titânio, a par de uma temperatura de amolecimento ( $1811^\circ\text{C}$ ) superior à temperatura de fusão da liga Ti6Al4V.

Estudos realizados por diversos investigadores descrevem a ítria como sendo o óxido que permite obter os melhores resultados, nomeadamente:

- 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 acarreta problemas de fragilidade por choque térmico e torna extremamente dispendioso o seu processo de fabrico. 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, 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.

### **Ligantes**

Na fundição de precisão por cera perdida utilizam-se essencialmente ligantes à base de sílica coloidal. No entanto, é teoricamente previsto a existência de reacção entre a sílica e os óxidos de titânio, dada a elevada estabilidade destes.

Após inúmeras tentativas de diversos investigadores com o objectivo de desenvolverem carapaças cerâmicas com valores reduzidos de  $\alpha$ -case, surgiram na década de 80 os melhores resultados recorrendo a ligantes como a zircónia e a ítria coloidal. Estes trabalhos resultaram na obtenção de fundidos com valores de extensão de  $\alpha$ -case que variaram entre 2,5 e 180 $\mu$ m, no entanto foi igualmente referida a dificuldade em obter um processo de moldação consistente devido à elevada instabilidade destes ligantes provocando a rápida gelificação das barbotinas.