



**Carlos Daniel da Silva  
Oliveira**

**Maquinagem de uma Prótese para a Artroplastia Total do  
Ombro**





**Carlos Daniel da Silva  
Oliveira**

**Maquinagem de uma Prótese para a Artroplastia Total do  
Ombro**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor João Paulo Davim Tavares da Silva, Professor Associado com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro



Dedico este trabalho aos meus pais, Maria de Lurdes Oliveira e Carlos Oliveira, e aos meus irmãos, Ricardo Oliveira e André Oliveira, pelo incansável apoio e acompanhamento demonstrado ao longo do meu percurso.



## **o júri**

presidente

**Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo**  
professor auxiliar da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor Francisco José Gomes da Silva**  
professor adjunto do Instituto Superior de Engenharia do Porto

**Prof. Doutor João Paulo Davim Tavares da Silva**  
professor associado com agregação da Universidade de Aveiro





## **agradecimentos**

Ao Professor Doutor João Paulo Davim Tavares da Silva que além de meu orientador científico, foi quem me guiou e aconselhou durante esta dissertação.

Ao Eng. Carlos Lauro pela disponibilidade, ensinamento e ajuda no laboratório de tribologia.

Ao CENFIM de Oliveira de Azeméis, em especial ao Eng. António Resende e aos formadores Paulo Bastos e Carlos Filipe Bastos pela disponibilidade, ensinamentos, esclarecimentos e ajuda prestada durante a realização do trabalho prático.

À empresa SILAMPOS – Sociedade Industrial de Louça Metálica Campos S.A. pela disponibilidade prestada durante o polimento dos componentes.

A todos os professores do departamento de engenharia mecânica da Universidade de Aveiro, pelos conhecimentos transmitidos durante o meu percurso académico.

Agradeço de forma especial a toda a minha família, louvando pais e irmãos, pelo carinho, incentivo e esforço financeiro despendido para a minha formação académica.

A todos os amigos e colegas de mestrado pela amizade, companheirismo e pelos bons momentos passados.

Aos colegas do Laboratório de Medição e Tribologia – MACTRIB pelo convívio e amizade.

A todos os meus colegas dos Bombeiros Voluntários de Fajões, do qual tenho orgulho em pertencer, pelo apoio que sempre souberam transmitir.

À MARCHA Vouzela e a toda a família marista pela disponibilidade e alento em Deus.

E a todos os demais que de uma forma direta e indireta me ajudaram a finalizar não só este trabalho, como todo o percurso académico.

A todos mais uma vez o meu muito obrigado.



**palavras-chave**

Artroplastia do ombro, CNC, glenoide, maquinagem, modelação 3D, ombro, prótese anatómica do ombro.

**resumo**

Nos dias que correm, as doenças articulares que justificam substituição da articulação por uma prótese estão a ganhar proporções alarmantes. As próteses raramente são feitas à medida de cada paciente, podendo originar complicações, obrigando a artroplastias de revisão frequentes. Neste sentido, torna-se importante desenvolver métodos e estratégias de maquinagem capazes de dar uma resposta rápida e eficaz a esse problema.

No presente trabalho realizou-se a maquinagem de uma prótese, utilizada na artroplastia total do ombro, que consiste em dois componentes, um umeral e outro glenoidal.

Numa primeira fase, com recurso a um *software* CAD, realizou-se o projeto tridimensional de cada componente. De seguida, recorrendo a um *software* CAM criaram-se aquelas estratégias de maquinagem que melhor resposta oferecem de acordo com alguns parâmetros, nomeadamente a vida útil da ferramenta de corte, tempo de maquinagem e acabamento superficial. Finalizou-se o trabalho com a medição da rugosidade dos componentes maquinados, antes e depois do polimento.

Em termos de resultados, foi demonstrado que é possível o fabrico dos componentes utilizados na artroplastia total do ombro, com uma boa precisão dimensional, com tempos de corte aceitáveis e um bom acabamento superficial. O aço inoxidável AISI 316 e polietileno PE-500 foram os materiais utilizados.



**keywords**

Shoulder arthroplasty, CNC, glenoid, machining, 3D modeling, shoulder, anatomical shoulder prosthesis.

**abstract**

Nowadays, joint diseases requiring replacement with prosthesis are shockingly increasing. Prostheses are rarely tailored to each patient, which can cause complications, requiring frequent arthroplasties's reviews. In this sense, it becomes important to develop methods and strategies for machining that are able to take a quick and effective response to this drawback.

In the present work, the machining of a total shoulder arthroplasty prosthesis was achieved, being composed of two components, one humeral and glenoid another.

Initially, using CAD software, we performed three-dimensional design of each component. Then, using a CAM software is created machining strategies, which provide a better response under some parameters, namely the lifetime of the cutting, machining time and surface finish tool. In the final step, roughness measurements are performed in the machined components before and after polishing.

In terms of results, it was demonstrated that is possible to manufacture the components used on the total shoulder arthroplasty with a good dimensional accuracy, an acceptable cutting stroke and a good surface finish. The materials used were the AISI 316 stainless steel and polyethylene PE-500.



# Índice

Índice.....	i
Índice de Figuras .....	v
Índice de Tabelas.....	ix
Lista de Siglas e Abreviaturas .....	xi
1 Introdução.....	1
2 Pesquisa bibliográfica.....	5
2.1 Complexo do ombro.....	5
2.2 Anatomia da articulação glenoumeral.....	6
2.3 Perspetiva histórica.....	9
2.4 Artroplastia do ombro.....	16
2.4.1 Tipos de próteses .....	20
2.4.2 Tipos de artroplastia.....	20
2.4.3 Fixação das próteses .....	23
2.4.3.1 Próteses cimentadas .....	23
2.4.3.2 Próteses não cimentadas .....	24
2.4.3.3 Próteses híbridas .....	25
2.5 Biomateriais .....	26
2.5.1 Aplicação dos biomateriais em próteses.....	26
2.6 Maquinagem .....	27
2.6.1 Parâmetros de corte – fresagem.....	27
2.6.2 Ferramentas de corte.....	29
2.6.3 Fluido de corte .....	30
2.7 Maquinabilidade .....	31
2.7.1 Maquinabilidade dos biomateriais.....	32
2.7.1.1 Aço inoxidável .....	32
2.7.1.2 Ligas de cobalto-crómio .....	33
2.7.1.3 Ligas de titânio .....	33
2.7.1.4 Materiais poliméricos.....	34
2.8 Acabamento de superfície .....	35
2.9 Síntese .....	36

3	Metodologia e Procedimentos experimentais .....	39
3.1	A prótese anatômica .....	39
3.1.1	Seleção da prótese .....	40
3.1.1.1	Componente umeral .....	40
3.1.1.2	Componente da glenoide .....	41
3.2	Modelação CAD .....	43
3.2.1	CATIA® .....	43
3.3	Maquinagem CAM.....	44
3.3.1	Mastercam®.....	44
3.3.2	Centro de maquinagem e Ferramentas de corte utilizadas .....	46
3.3.3	Material para maquinagem.....	47
3.4	Acabamento e Análise das superfícies maquinadas .....	48
3.4.1	Polimento .....	48
3.4.2	Análise das superfícies maquinadas.....	49
4	Modelação, Simulação da Maquinagem e Pré-testes de Maquinagem.....	51
4.1	Prótese total anatômica – Componente umeral.....	51
4.1.1	Modelação.....	51
4.1.2	Maquinagem – Estratégia de corte .....	53
4.1.2.1	<i>Surface High Speed - Area Clearance</i> .....	55
4.1.2.2	<i>Surface High Speed - Rest Roughing</i> .....	56
4.1.2.3	<i>Surface High Speed - Waterline (cabeça)</i> .....	56
4.1.2.4	<i>Surface High Speed - Waterline (haste)</i> .....	57
4.1.2.5	<i>Surface High Speed - Scallop</i> .....	57
4.1.2.6	Furação <i>Simple Drill</i> .....	58
4.1.2.7	Furação <i>Chip Break</i> .....	58
4.2	Prótese total anatômica – Componente da glenoide .....	59
4.2.1	Modelação.....	59
4.2.2	Maquinagem – Estratégia de corte .....	60
4.2.2.1	<i>Surface High Speed - Area Clearance (superfície inferior)</i> .....	62
4.2.2.2	<i>Surface High Speed - Waterline (superfície inferior)</i> .....	62
4.2.2.3	<i>Surface High Speed - Horizontal Area (superfície inferior)</i> .....	63
4.2.2.4	<i>Surface High Speed - Area Clearance (superfície superior)</i> .....	63
4.2.2.5	<i>Surface High Speed - Waterline (superfície superior)</i> .....	64



4.2.2.6	<i>Surface High Speed - Horizontal Area</i> (superfície superior).....	64
4.2.2.7	<i>Surface High Speed - Raster</i> (superfície superior).....	65
4.3	Justificação das estratégias adotadas .....	66
4.3.1	Componente umeral .....	66
4.3.2	Componente da glenoide.....	72
4.4	Pré-testes de maquinagem em polietileno PE-500.....	76
4.4.1	Componente umeral .....	77
4.4.1.1	1º Pré-teste .....	77
4.4.2	Componente da glenoide.....	79
4.4.2.1	1º Pré-teste .....	79
4.4.2.2	2º Pré-teste .....	80
4.4.2.3	3º Pré-teste .....	81
5	Resultados obtidos e sua discussão .....	85
5.1	Maquinagem da componente umeral .....	85
5.2	Maquinagem do componente da glenoide.....	92
6	Considerações finais.....	97
6.1	Conclusões.....	97
6.2	Trabalhos futuros .....	98
7	Bibliografia .....	99
Anexo	.....	105
7.1	Anexo A: Comparação da simulação.....	107



## Índice de Figuras

Figura 1-1 – Médias das idades da população Mundial, Europeia e Portuguesa, desde 1950 com previsão até 2100 (ONU, 2013).....	1
Figura 1-2 – Artroplastias realizadas em Portugal 2009-2014 (1º semestre de 2014) (RPA, 2014) ..	3
Figura 1-3 – Protótipo da prótese total do ombro maquinados no âmbito da presente dissertação	3
Figura 2-1 – Articulações do ombro humano.....	5
Figura 2-2 – Omoplata.....	6
Figura 2-3 – Úmero.....	7
Figura 2-4 - Classificação das articulações .....	8
Figura 2-5 – Articulações móveis sinoviais.....	8
Figura 2-6 – Movimentos possíveis na articulação do ombro .....	9
Figura 2-7 – Prótese desenvolvida pelo dentista Michaels para Péan (Hunten, 2008) .....	10
Figura 2-8 – Prótese de Kruger (de notar a cabeça em forma de ovo) (Hunten, 2008) .....	11
Figura 2-9 – Primeiro modelo de prótese umeral, a <i>Neer I</i> (Hunten, 2008) .....	11
Figura 2-10 – Primeiro modelo de prótese umeral, a <i>Neer II</i> .....	12
Figura 2-11 – Modelo da componente da cavidade glenoide de Neer (Modelo padrão em polietileno - a,b; Modelo "metal apoiado" – c; Modelo extensão superior - d,e) (Hunten, 2008) .....	13
Figura 2-12 – Prótese modular (prótese de segunda geração) (Hunten, 2008) .....	13
Figura 2-13 – Próteses invertidas de Grammont (Hunten, 2008).....	14
Figura 2-14 – Cúpula umeral <i>resurfacing</i> (modelo Mark III) (Hunten, 2008).....	15
Figura 2-15 – Prótese bipolar (Hunten, 2008).....	15
Figura 2-16 – Terceira geração de próteses (Walch, Boileau and Noël, 2010) .....	16
Figura 2-17 – Representação comparativa de uma articulação do ombro.....	17
Figura 2-18 – Artroplastia total do ombro .....	19
Figura 2-19 – Exemplo de próteses do ombro .....	20
Figura 2-20 – Artroplastias do ombro .....	21
Figura 2-21 – Artroplastia total .....	22
Figura 2-22 – Hemiartroplastia .....	22
Figura 2-23 – Fixação de próteses.....	23
Figura 2-24 – Prótese do ombro cimentada .....	24
Figura 2-25 – Prótese do ombro não cimentada .....	25
Figura 2-26 – Movimentos realizados por uma fresadora ou centro de maquinagem .....	28
Figura 2-27 – Parâmetros de corte de uma operação de fresamento.....	28
Figura 2-28 – Fatores que influenciam a maquinabilidade.....	31
Figura 3-1 – Características modulares das próteses totais anatómicas (adapt. (Zimmer, 2010))..	39
Figura 3-2 – Prótese anatómica do ombro e os seus componentes (Zimmer, 2010) .....	40
Figura 3-3 – Componentes da glenoide (Zimmer, 2007) .....	41
Figura 3-4 – Conformidade variável entre a componente da articulação glenoumeral e a cabeça da prótese (adapt. (Zimmer, 2007)).....	42
Figura 3-5 – Implante <i>Pegged</i> (Zimmer, 2007) .....	42
Figura 3-6 – Ambiente <i>Part Design</i> para a haste umeral (software CATIA®).....	43
Figura 3-7 – Ambiente <i>Part Design</i> para a cabeça hemisférica (software CATIA®) .....	44

Figura 3-8 – Ambiente <i>Assembly Design</i> do software CATIA® .....	44
Figura 3-9 – Ambiente CAM do componente umeral (software Mastercam®) .....	45
Figura 3-10 – Ambiente CAM do componente da glenoide (software Mastercam®).....	45
Figura 3-11 – Centro de maquinagem <i>Cincinnati - Sabre 500</i> (cortesia CENFIM - Núcleo Oliveira de Azeméis) .....	46
Figura 3-12 – Ferramentas utilizadas nos respetivos cones porta-ferramentas SK.....	47
Figura 3-13 – Máquina de polir (cortesia SILAMPOS – Sociedade Industrial de Louça Metálica Campos S.A.).....	49
Figura 3-14 – Equipamento para medição da rugosidade (cortesia Universidade de Aveiro) .....	50
Figura 4-1 – Haste umeral .....	52
Figura 4-2 – Representação final da haste umeral.....	52
Figura 4-3 – Cabeça da prótese .....	53
Figura 4-4 – Componente umeral assemblada .....	53
Figura 4-5 – Apoios (a azul) e <i>offsets</i> (linha a verde, vermelho, lilás e castanho) do componente umeral .....	54
Figura 4-6 – <i>Surface High Speed - Area Clearance</i> .....	55
Figura 4-7 – <i>Surface High Speed - Rest Roughing</i> .....	56
Figura 4-8 – <i>Surface High Speed - Waterline</i> (cabeça) .....	56
Figura 4-9 – <i>Surface High Speed - Waterline</i> (haste).....	57
Figura 4-10 – <i>Surface High Speed - Scallop</i> .....	57
Figura 4-11 – Furação <i>Simple Drill</i> .....	58
Figura 4-12 – Furação <i>Chip Break</i> .....	58
Figura 4-13 – Forma geral do componente da glenoide .....	59
Figura 4-14 – Componente da articulação glenoumeral.....	59
Figura 4-15 – Representação final do componente da glenoide .....	60
Figura 4-16 – Resultado final do componente da glenoide .....	60
Figura 4-17 – Apoios (a azul) e <i>offsets</i> (linha a verde, vermelho e lilás) do componente da glenoide .....	61
Figura 4-18 – <i>Surface High Speed - Area Clearance</i> (superfície inferior) .....	62
Figura 4-19 – <i>Surface High Speed - Waterline</i> (superfície inferior).....	63
Figura 4-20 – <i>Surface High Speed - Horizontal Area</i> (superfície inferior) .....	63
Figura 4-21 – <i>Surface High Speed - Area Clearance</i> (superfície superior).....	64
Figura 4-22 – <i>Surface High Speed - Waterline</i> (superfície superior) .....	64
Figura 4-23 – <i>Surface High Speed - Horizontal Area</i> (superfície superior).....	65
Figura 4-24 – <i>Surface High Speed - Raster</i> (superfície superior).....	65
Figura 4-25 – <i>Surface High Speed - Core Roughing</i> .....	66
Figura 4-26 – <i>Surface High Speed - Rest Roughing</i> .....	67
Figura 4-27 – <i>Surface High Speed - Scallop</i> (cabeça).....	68
Figura 4-28 – <i>Surface High Speed - Raster</i> (cabeça).....	68
Figura 4-29 – <i>Surface High Speed - Hybrid</i> (cabeça).....	69
Figura 4-30 – <i>Surface High Speed - Waterline</i> (cabeça) .....	70
Figura 4-31 – <i>Surface High Speed - Waterline</i> (haste).....	70
Figura 4-32 – <i>Surface High Speed - Scallop</i> .....	70

Figura 4-33 – Furação <i>Simple Drill</i> .....	71
Figura 4-34 – Furação <i>Chip Break</i> .....	72
Figura 4-35 – Estratégias de maquinagem <i>Surface High Speed</i> testadas para o desbaste da região inferior do componente da glenoide .....	72
Figura 4-36 – Estratégia <i>Area Clearance</i> utilizada no desbaste da região inferior .....	73
Figura 4-37 – Estratégias de maquinagem <i>Surface High Speed</i> testadas para o acabamento da região inferior do componente da glenoide .....	73
Figura 4-38 – Estratégias <i>Surface High Speed Waterline</i> e <i>Horizontal Area</i> combinadas para a região inferior.....	74
Figura 4-39 – Estratégias de maquinagem <i>Surface High Speed</i> testadas para o desbaste da região superior do componente da glenoide.....	74
Figura 4-40 – Estratégia <i>Area Clearance</i> utilizada no desbaste da região superior.....	74
Figura 4-41 – Estratégias de acabamento da envolvente do componente da glenoide.....	75
Figura 4-42 – Acabamento da região superior com as estratégias <i>Surface High Speed Waterline</i> e <i>Horizontal Area</i> .....	75
Figura 4-43 – Estratégias de maquinagem <i>Surface High Speed</i> testadas para o acabamento da região superior do componente da glenoide.....	76
Figura 4-44 – Comparação da maquinagem .....	77
Figura 4-45 – Vista anterior da cabeça da prótese .....	78
Figura 4-46 – Plano de apartação entre as duas superfícies.....	78
Figura 4-47 – Vista de topo da componente umeral com 5 apoios .....	79
Figura 4-48 – Resultado da maquinagem da região inferior sem apoios .....	79
Figura 4-49 – Vista das maquinagens do componente da glenoide com 2 apoios.....	81
Figura 4-50 – Vista das maquinagens do componente da glenoide com 4 apoios.....	82
Figura 4-51 – Pormenor do acabamento superficial.....	83
Figura 5-1 – Determinação dos parâmetros de referência .....	86
Figura 5-2 – Desbaste com a estratégia <i>Surface High Speed - Area Clearance</i> .....	86
Figura 5-3 – Redesbaste com a estratégia <i>Surface High Speed - Rest Roughing</i> .....	86
Figura 5-4 – Acabamento na cabeça com a estratégia <i>Surface High Speed – Waterline</i> .....	87
Figura 5-5 – Pré-acabamento na haste com as estratégias <i>Surface High Speed - Waterline</i> .....	87
Figura 5-6 – Acabamento na haste com a estratégia <i>Surface High Speed - Scallop</i> .....	88
Figura 5-7 – Pontos criados com a estratégia <i>Simple Drill</i> .....	88
Figura 5-8 – Furação criada com a estratégia <i>Chip Break</i> .....	89
Figura 5-9 – Operações manuais.....	89
Figura 5-10 – Análise do componente umeral .....	90
Figura 5-11 – Polimento .....	90
Figura 5-12 – Pontos para medição das rugosidades componente umeral.....	91
Figura 5-13 – Desbaste da região inferior .....	92
Figura 5-14 – Acabamento do componente para a região inferior .....	92
Figura 5-15 – Desbaste da região superior .....	93
Figura 5-16 – Acabamento do contorno do componente para a região superior .....	93
Figura 5-17 – Acabamento da superfície côncava do componente para a região superior .....	94
Figura 5-18 – Análise do componente da glenoide.....	94

Figura 5-19 – Aspeto final do componente da glenoide após o polimento .....	94
Figura 5-20 – Pontos para medição das rugosidades componente da glenoide .....	95
Figura A-1 – Resultado da aplicação da ferramenta <i>Compare</i> para a componente umeral .....	107
Figura A-2 – Resultado da aplicação da ferramenta <i>Compare</i> para o componente da glenoide ..	107

## Índice de Tabelas

Tabela 2-1 – Índices de maquinabilidade para diferentes materiais metálicos (Quaker, 2014) .....	32
Tabela 2-2 – Principais processos de engenharia e rugosidades de acordo com a norma DIN 4766 (Davim, 2008).....	35
Tabela 2-3 – Valores de rugosidade entre componentes de engenharia e bioengenharia (Jin <i>et al.</i> , 2006) .....	35
Tabela 2-4 – Rugosidade Ra dos principais materiais utilizados na zona funcional (Mattei <i>et al.</i> , 2011) .....	36
Tabela 3-1 – Dimensões da haste umeral cimentada (adapt. (Zimmer, 2006)).....	41
Tabela 3-2 – Especificação das dimensões da cabeça utilizada na prótese umeral (adapt. (Zimmer, 2010)) .....	41
Tabela 3-3 – Composição química do aço inoxidável AISI 316 (Ramada, 2014) .....	48
Tabela 3-4 – Principais propriedades físicas e mecânicas do aço inoxidável AISI 316 (Ramada, 2014) .....	48
Tabela 3-5 – Principais propriedades físicas e mecânicas do polietileno PE-500 (Matweb, 2014) .	48
Tabela 4-1 – Parâmetros de maquinagem para componente umeral .....	55
Tabela 4-2 – Parâmetros de maquinagem para a superfície inferior da componente glenoidal ....	61
Tabela 4-3 – Parâmetros de maquinagem para a superfície superior da componente glenoidal...	62
Tabela 4-4 - Parâmetros de corte utilizados para a maquinagem da prótese total do ombro.....	77
Tabela 4-5 – Parâmetros de corte para o 1º pré-teste maquinagem da região inferior do componente da glenoide .....	80
Tabela 4-6 – Parâmetros de corte para o 2º pré-teste maquinagem da face inferior do componente da glenoide.....	80
Tabela 4-7 – Parâmetros de corte para o 2º pré-teste maquinagem da face superior do componente da glenoide.....	80
Tabela 4-8 – Parâmetros de corte para o 3º pré-teste maquinagem da face inferior do componente da glenoide.....	82
Tabela 4-9 – Parâmetros de corte para o 3º pré-teste maquinagem da face superior do componente da glenoide.....	82
Tabela 5-1 – Rugosidades medidas antes do polimento do componente umeral .....	91
Tabela 5-2 – Rugosidade medidas depois do polimento do componente umeral .....	91
Tabela 5-3 – Rugosidades medidas antes do polimento do componente da glenoide .....	95
Tabela 5-4 – Rugosidades medidas depois do polimento do componente da glenoide .....	95





## Lista de Siglas e Abreviaturas

$\mu m$	Micrómetro
2D	2 Dimensões
3D	3 Dimensões
AAOS	<i>American Academy of Orthopaedic Surgeons</i>
AISI	<i>American Iron and Steel Institute</i>
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Alumina
AMD	<i>Avions Marcel Dassault</i>
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
CAE	<i>Computer-Aided Engineering</i>
CAM	<i>Computer-Aided Manufacturing</i>
CATI	<i>Conception Assistée Tridimensionnelle Interactive</i>
CATIA	<i>Computer Aided Tridimensional Interactive Application</i>
CBN	<i>Cubic Boron Nitride</i>
CCr <sub>4</sub>	Carboneto de cromo
CENFIM	Centro de Formação Profissional da Indústria Metalúrgica e Metalomecânica
CNC	<i>Computer Numerical Control</i>
Co	Cobalto
CoCr	Cobalto-Cromo
CoCrMo	Cobalto-Cromo-Molibdénio
Cr	Cromo
CVD	<i>Chemical Vapor Deposition</i>
D	Diâmetro da ferramenta
EUA	Estados Unidos da América
$f_{av}$	Velocidade de avanço
$f_n$	Velocidade de avanço por rotação
$f_z$	Avanço por navalha de corte
h	Horas
HA	Hidroxiapatita
HMW	<i>High Molecular Weight</i>
HSS	<i>High Speed Steel</i>
Lt	Comprimento de palpagem
m/min	Metros por minutos
min	Minutos
mm	Milímetros
mm/min	Milímetros por minutos
mm/rot	Milímetros por rotação
Mo	Molibdénio
Mt	Meitnério
n	Velocidade de rotação

<i>N</i>	Azoto
$\emptyset$	Diâmetro
<i>OMS</i>	Organização Mundial de Saúde
<i>ONU</i>	Organização das Nações Unidas
<i>PCD</i>	<i>Polycrystalline Diamond</i>
<i>PE</i>	Polietileno
<i>PMMA</i>	Polimetilmetacrilato de metilo
<i>Ra</i>	Rugosidade média aritmética
<i>RPA</i>	Registo Português de Artroplastias
<i>rpm</i>	Rotações por minuto
<i>S.H.S.</i>	<i>Surface High Speed</i>
<i>Ta</i>	Tântalo
<i>Ti</i>	Titânio
<i>TiC</i>	Carboneto de titânio
<i>TiN</i>	Nitreto de titânio
<i>UHMWPE</i>	<i>Ultra High Molecular Weight Polyethylene</i>
<i>Vc</i>	Velocidade de corte
<i>z</i>	Número de navalhas de corte da ferramenta

# 1 Introdução

É do conhecimento geral, que a população mundial está a envelhecer e a taxa de natalidade a diminuir. Este fenómeno ocorre em especial no continente Europeu. Um estudo realizado, em 2013, pela Organização das Nações Unidas (ONU), certifica que existe um aumento da expectativa de vida humana desde 1990 (ONU, 2013).

No presente ano de 2014 e de acordo com a Figura 1-1, a média de idades da população mundial é aproximadamente 30 anos, representando cerca de 62% da população mundial. Em Portugal, a média de idades é relativamente superior, rondando os 42 anos o que equivale a 60.5% da população (ONU, 2013). A população portuguesa é aproximadamente 10.8 milhões de habitantes, cujos 18.4% da população tem idade superior a 65 anos (CIA, 2014).

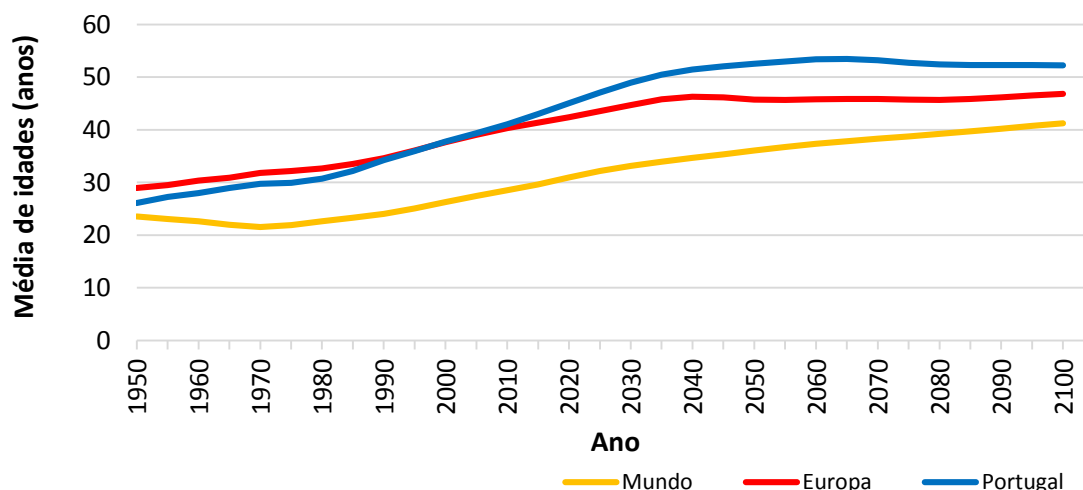


Figura 1-1 – Médias das idades da população Mundial, Europeia e Portuguesa, desde 1950 com previsão até 2100 (ONU, 2013)

Este aumento progressivo e acentuado da população deve-se, essencialmente, à melhoria da qualidade de vida, aos avanços da medicina e a facilidade no acesso aos serviços de saúde. Consequentemente assiste-se a um aumento da população adulta e idosa transportando com isso, o aparecimento de doenças crónicas e/ou físicas causando dor, trauma e dificuldades de mobilidade, cuja tendência é aumentar em proporção. O envelhecimento e consequente atividade laboral mais tardia da população são os fatores que mais contribuem para o aumento do número de incapacidades articulares.

O ombro é a segunda articulação, após o joelho, com relatos de dor articular, com 30.6% vs 63.4%. Também é a terceira grande articulação mais comum a exigir a reconstrução cirúrgica, atrás do joelho e da anca, respetivamente. Existe, portanto, um grande interesse em entender o funcionamento desta articulação, as suas patologias e os seus tratamentos (Kaback, Green and Blaine, 2012).

Um possível tratamento passa pela substituição das partes danificadas por componentes ortopédicos. A ortopedia é uma ciência que se preocupa em corrigir e prevenir as deformidades ósseas do corpo humano utilizando para esse efeito dispositivos ortopédicos, tais como próteses. Deste modo, uma prótese pode ser definida como, um dispositivo ortopédico destinado a substituir um sistema danificado, restabelecendo a funcionalidade normal a pacientes que apresentem dor, desgaste da articulação ou tecidos danificados devido a doenças ou traumas, aumentando-lhes a qualidade de vida.

A artroplastia é um procedimento cirúrgico que utiliza uma prótese, cujo objetivo é a substituição da articulação danificada, doente ou com dor. Este procedimento é válido para o tratamento de lesões degenerativas, restauro de lesões pós-traumáticas e doenças inflamatórias das articulações (Checchia *et al.*, 2006).

Em todo o Mundo, cerca de 2.9 milhões de procedimentos de artroplastias ocorrem anualmente em que, cerca de 2.1 milhões são ao joelho, 1.4 milhões são á anca e mais de 100 mil substituições de ombro. Tal é a sua importância que, em 2011, os componentes ortopédicos para substituição da articulação representavam cerca de 1/3 das receitas globais. A venda de produtos ortopédicos atingiu no mesmo ano, 43.100 milhões de dólares em todo o mundo, que face ao ano de 2010, resultou num aumento de 5% (ORTHOKNOW®, 2012).

Entre 1992 e 2002, no *Wrightington Hospital*, em Wigan (Inglaterra), a artroplastia do ombro foi realizada em 124 ombros, em que 42 das substituições realizadas foram para a substituição da cabeça do úmero e 82 para a substituição total do ombro (Haines *et al.*, 2006).

Nos Estados Unidos da América (EUA) entre 1998 a 2008, houve um aumento significativo de 19.000 para 47.000 no número de artroplastias de ombro realizadas, com mais de 2/3 realizados em pacientes com idade superior a 65 anos, cujos 2/3 eram pacientes do sexo feminino (Kaback, Green and Blaine, 2012).

Portugal conta com os registos de artroplastias realizadas por parte do Registo Português de Artroplastias (RPA) desde 2009. Desde então, até ao primeiro semestre de 2014, já se registaram cerca de 50.574 artroplastias, em que 42.022 são procedimentos primários e 8.552 são intervenções de revisão (Figura 1-2) (RPA, 2014). A intervenção primária é o procedimento cirúrgico, com o objetivo de substituir a articulação natural doente ou fraturada, por um implante protético não orgânico. A intervenção de revisão é uma cirurgia que contempla a substituição total ou parcial de uma prótese já implantada.

A investigação na área dos materiais, em particular para a aplicação em próteses do ombro, começou na última metade do século XIX. Estes materiais devem respeitar propriedades biológicas e ao mesmo tempo desempenhar a função para a qual foram destinados. Hoje em dia, o ramo dos biomateriais na indústria biomédica é uma das áreas mais exploradas e com maior expressividade (Park and Bronzino, 2003).

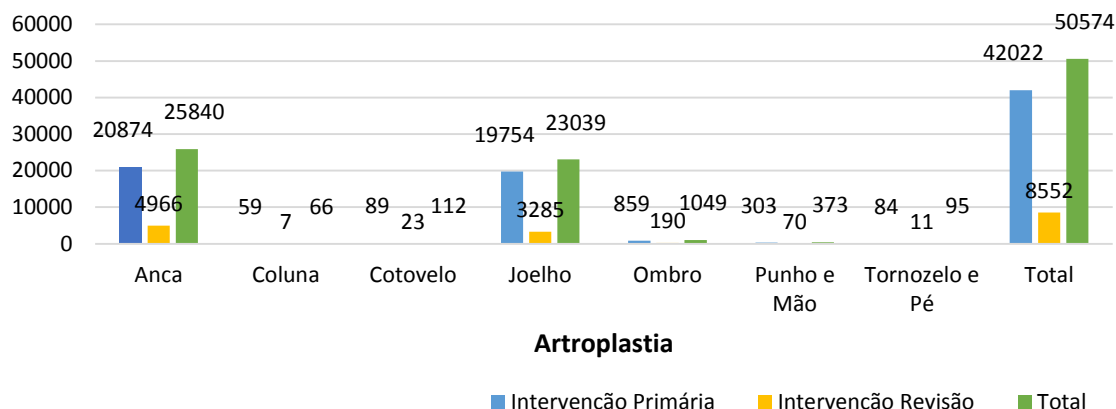


Figura 1-2 – Artroplastias realizadas em Portugal 2009-2014 (1º semestre de 2014) (RPA, 2014)

A maquinagem é utilizada por diversas indústrias com a necessidade de obtenção de componentes de formas complexas, capazes de satisfazer o bom acabamento superficial e as tolerâncias geométricas e dimensionais. Entre essas indústrias surge a indústria biomédica, onde a maquinagem poderá ser uma mais-valia na conceção de dispositivos e instrumentos médicos, componentes e próteses articulares, como por exemplo a prótese total do ombro (Figura 1-3).



a) Componente da glenoide

b) Componente do úmero

Figura 1-3 – Protótipo da prótese total do ombro maquinados no âmbito da presente dissertação

Foi nesse sentido, que se traçou como primeiro e principal objetivo desta dissertação, a maquinagem de um protótipo de uma prótese utilizada na artroplastia total do ombro recorrendo a um centro de maquinagem CNC. Os centros de maquinagem CNC são máquinas de posicionamento rápido capazes de desempenhar funções de elevada precisão e repetibilidade.

Em peças complexas estas devem de ser maquinadas com o menor número de apertos possíveis. Assim, é também objetivo deste trabalho, maquinar os componentes utilizados na artroplastia total do ombro com o menor número de apertos.

Visto que a cabeça da prótese e o componente glenoumeral se trata de um conjunto funcional, é importante que estes dois componentes articulares, tenham um bom acoplamento e uma rugosidade baixa e pouco atrito entre si, de modo a ter um perfeito funcionamento.

Deste modo, traçou-se também, como objetivo deste trabalho a obtenção de um bom acabamento das superfícies. Para tal, serão medidas as rugosidades após a maquinação e após o polimento. Este polimento é dado com recurso a uma máquina de polir, que usa para esse efeito escovas auxiliadas por um sabão abrasivo.

Esta dissertação foi desenvolvida ao longo de seis capítulos, sendo o **primeiro** a presente introdução. Neste capítulo, é apresentado o tema e os objetivos e ainda é referida a estrutura e a organização da dissertação e os assuntos pela ordem que são apresentados.

No **capítulo dois**, é apresentado o resultado da pesquisa bibliográfica efetuada e onde é descrita a anatomia da articulação glenoumeral, a artroplastia do ombro, os tipos de próteses existentes e o tipo de fixação, os biomateriais, a maquinação e a maquinabilidade dos materiais.

O **capítulo três**, é relativo à componente experimental da dissertação, apresenta em primeiro lugar a seleção da prótese total anatómica do ombro, descrevendo os seus componentes e características. Ainda neste capítulo são abordadas as ferramentas de trabalho, como os *softwares*, materiais, ferramentas e máquinas utilizadas.

O **capítulo quatro**, é dedicado à descrição e apresentação dos resultados obtidos utilizando as ferramentas do capítulo anterior. Nesta secção, começa-se por apresentar os componentes modelados com o *software* CATIA®, seguindo-se a apresentação dos resultados das estratégias de maquinação, obtidas através do *software* Mastercam®. Este capítulo termina com a justificação das escolhas estratégicas seguido dos resultados obtidos nos pré-testes de maquinação.

O **capítulo cinco**, é referente aos resultados obtidos de ambos os componentes. Neste capítulo é descrita, a maquinação e a avaliação dos parâmetros de rugosidade realizada a cada um dos componentes maquinados.

O último capítulo, o **capítulo seis**, apresenta as conclusões e algumas perspetivas futuras de desenvolvimento.

No final da dissertação é apresentado em **anexo**, as comparações da simulação da maquinação de cada um dos componentes, utilizando as estratégias adotadas.

## 2 Pesquisa bibliográfica

A pesquisa bibliográfica é um instrumento importante para a contextualização teórica de qualquer trabalho de investigação. Desta forma, pretende-se neste capítulo, fazer o enquadramento do tema central da dissertação, abordando a anatomia da articulação glenoumeral, artroplastias, biomateriais, maquinação, maquinabilidade e a rugosidade de cada componente.

### 2.1 Complexo do ombro

O ombro humano é diferente dos outros ombros animais e acredita-se que tenha desempenhado um papel relevante na evolução da espécie humana. De todas as articulações do corpo humano, o ombro é aquela que apresenta a maior amplitude de movimentos. No entanto esta capacidade enorme de movimentos pode gerar patologias graves nesta articulação. Os ligamentos são estruturas flexíveis que ligam ossos aos ossos e são as principais fontes de estabilidade, ajudando a manter o ombro no lugar evitando a luxação (Seeley, Stephens and Tate, 2005).

O complexo do ombro possui várias articulações e cada uma contribui, através de ações articulares coordenadas, para o movimento do braço. Fazem parte deste complexo os ossos: úmero, omoplata e clavícula, e as articulações (Figura 2-1): esternoclavicular, acrómio-clavicular, glenoumeral e ainda a articulação escapulotorácica que não é uma articulação osso com osso, pois a omoplata está apoiada entre dois músculos que se movem quando esta se move. Articulação glenoumeral é a principal e a maior articulação deste complexo, que muitas das vezes é denominada por articulação do ombro (Drake, Volg and Mitchell, 2010).

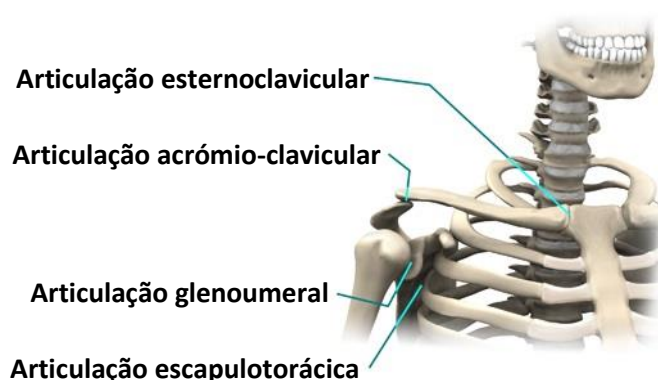


Figura 2-1 – Articulações do ombro humano<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Adaptado de:  
[www.concordortho.com/patient-education/topic-detail.aspx?topicID=deb4906979b786f796ecdd514501d498](http://www.concordortho.com/patient-education/topic-detail.aspx?topicID=deb4906979b786f796ecdd514501d498)

## 2.2 Anatomia da articulação glenoumeral

A articulação do ombro ou glenoumeral é a articulação do corpo humano com mais graus de liberdade e funciona como o centro de rotação do membro superior. A articulação glenoumeral é composta por duas estruturas ósseas, a omoplata e a cabeça do úmero, localizada na epífise proximal do úmero (Veeger and Helm, 2007).

A omoplata ou escápula, representada na Figura 2-2 a), é um osso achatado e triangular que é todo palpável com facilidade. Na sua parte superior encontra-se a espinha da omoplata que termina numa apófise (parte saliente), o acrómio. Este desempenha três funções: formar uma cobertura protetora a articulação do ombro, formar uma face articular com a clavícula e proporcionar pontos de inserção para alguns músculos. A base tem a forma triangular e aponta para baixo (Seeley, Stephens and Tate, 2005).

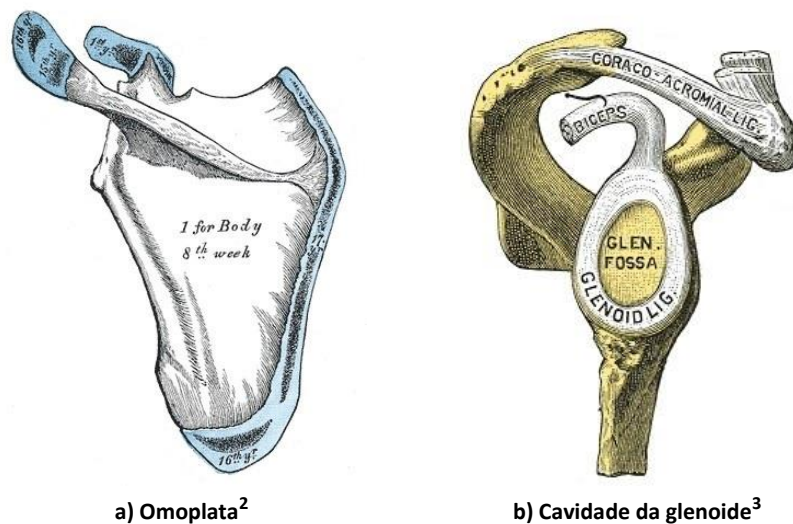


Figura 2-2 – Omoplata

A glenoide, representada na Figura 2-2 b), é uma cavidade pouco profunda e côncava (fossa glenoidal), que possui uma orla de fibrocartilagem (*labrum debrum glenoideu*) que alarga a superfície de contacto e aumenta ligeiramente a cavidade articular, possibilitando a coaptação da cabeça do úmero, estrutura convexa (Drake, Volg and Mitchell, 2010). A estabilidade da articulação é mantida através de três ligamentos e quatro músculos, que coletivamente são designados de coifa dos rotadores. A cabeça do úmero é também suportada pelo tendão da porção longa do bíceps braquial (Seeley, Stephens and Tate, 2005).

O úmero, representado na figura Figura 2-3, é o maior osso do membro superior e é constituído por um corpo (diáfise) e duas extremidades de maior grossura (epífises), uma superior ou proximal que forma a articulação do ombro e uma inferior ou distal, onde se une com o cúbito e o rádio e forma a articulação do cotovelo. A extremidade proximal do úmero liga-se ao corpo do úmero pelo

<sup>2</sup> Adaptado de: [www.bartleby.com/107/illus206.html](http://www.bartleby.com/107/illus206.html)

<sup>3</sup> Adaptado de: [www.bartleby.com/107/illus328.html](http://www.bartleby.com/107/illus328.html)



colo cirúrgico, local frequente de fraturas. A diáfise é constituída por osso esponjoso, sendo coberta por uma fina camada de osso compacto (Drake, Volg and Mitchell, 2010). O ângulo entre a diáfise do úmero e a cabeça é tipicamente de 135° (Schneider and Lee, 2002).

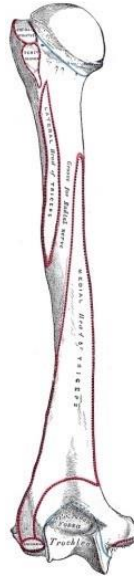


Figura 2-3 – Úmero<sup>4</sup>

A articulação é um conjunto de vários tecidos moles que possibilitam que os ossos em questão, em contacto, possam deslocar-se um sobre o outro de forma adequada. Desta forma, as articulações permitem efetuar movimentos sem que haja grande desgaste dos ossos. Ao mesmo tempo, as articulações possuem uma série de estruturas adjacentes que determinam a amplitude adequada dos movimentos e, também, fazem permanecer sempre em contacto íntimo as superfícies destinadas a articular-se entre si (Drake, Volg and Mitchell, 2010).

As articulações são classificadas de acordo com a amplitude de movimentos que executam (Figura 2-4). Podem ser classificadas em imóveis ou sinartroses (Figura 2-4 a)), semimóveis ou anfiartroses (Figura 2-4 b)) e móveis ou diartroses (Figura 2-4 c)). O primeiro grupo refere-se a articulações ósseas que não são dotadas de movimentos ou que os tem muito limitados, como por exemplo as suturas do crânio, a sindesmose da tibia e a gonfose periodontal. As articulações semimóveis são aquelas que apresentam um grau mínimo de movimento, como são os casos das anfiartroses vertebrais e da sínfise da púbis (Drake, Volg and Mitchell, 2010).

Por último, as articulações móveis são caracterizadas por permitirem movimentos de grande amplitude. Nestas, as superfícies articulares estão cobertas por uma capa muito fina de tecido cartilágneo e envolvidas por uma membrana que envolve toda a cavidade articular (cápsula articular), a qual contém líquido sinovial que funciona como lubrificante. Estas articulações, também são conhecidas por articulações sinóvias. Neste grupo, incluem-se as articulações do ombro (Drake, Volg and Mitchell, 2010).

<sup>4</sup> Adaptado de: [www.bartleby.com/107/illus208.html](http://www.bartleby.com/107/illus208.html)

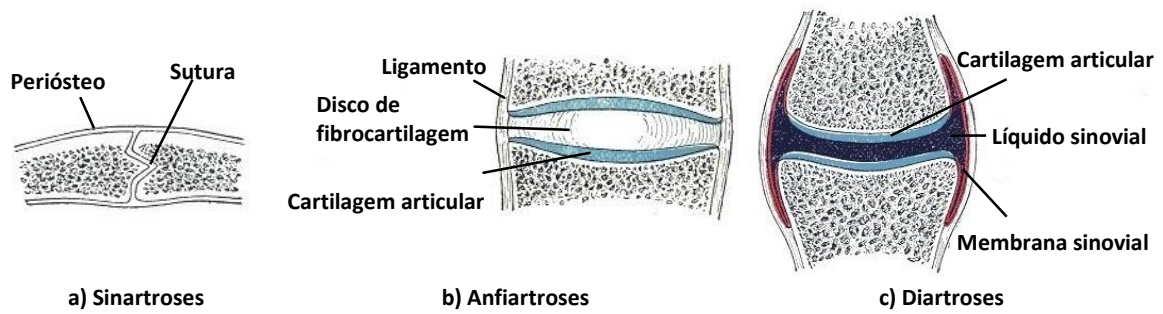


Figura 2-4 - Classificação das articulações<sup>5</sup>

Os movimentos das articulações dependem, essencialmente da forma das superfícies que entram em contacto (Figura 2-5). Na dependência desse fator as articulações sinoviais podem realizar movimentos de um, dois ou três eixos, monoaxial, biaxial e multiaxial, respetivamente (Seeley, Stephens and Tate, 2005).

Deste modo, os seis tipos de articulações sinoviais são: dobradiça ou trocleartroses (Figura 2-5 a)), cilíndricas ou trocartroses (Figura 2-5 b)), esféricas ou enartroses (Figura 2-5 c)), elípticas ou condilartroses (Figura 2-5 d)), planas ou artródias (Figura 2-5 e)) e em sela ou efipiartroses (Figura 2-5 f)).

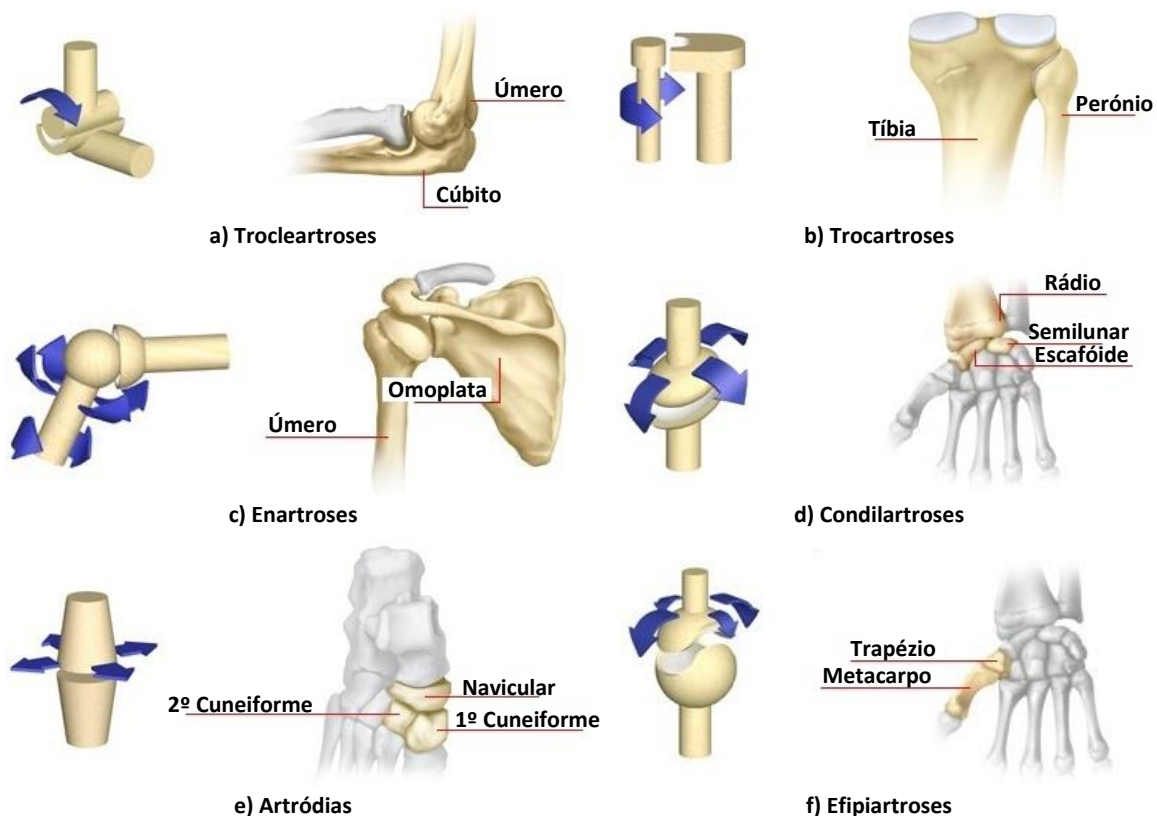


Figura 2-5 – Articulações móveis sinoviais<sup>6</sup>

<sup>5</sup> Adaptado de [www.bartleby.com/107/70.html](http://www.bartleby.com/107/70.html)

<sup>6</sup> Adaptado de [www.visualdictionaryonline.com](http://www.visualdictionaryonline.com)

Assim sendo, a articulação glenoumeral é classificada como sinovial do tipo enartrose, multiaxial, com grande mobilidade e reduzida estabilidade. Esta articulação permite movimentos nos três planos (frontal, transversal e sagital) que dividem o corpo humano, sendo limitados pelas estruturas ósseas e os tecidos moles circundantes.

No plano sagital efetuam-se movimentos de flexão, extensão e hiperextensão (Figura 2-6 a)). O plano frontal permite movimentos de abdução e adução (Figura 2-6 b)). O plano transversal possibilita movimentos de rotação interna e rotação externa (Figura 2-6 c)). A combinação dos movimentos de flexão, extensão, abdução e adução num movimento circular que descreve um cone é denominado por circundução (Figura 2-6 d)) (Putz and Pabst, 2000).

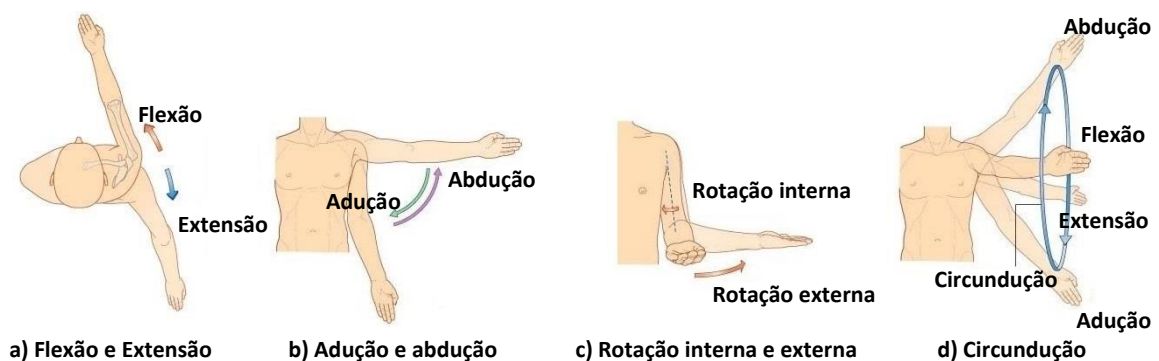


Figura 2-6 – Movimentos possíveis na articulação do ombro

## 2.3 Perspetiva histórica

A primeira substituição da articulação do ombro deve-se a Jules Emile Pean, que em 1893 no *Hôpital Internacional* em Paris realizou esta intervenção a um paciente com um abscesso tuberculoso no úmero. No entanto, Pean refere no seu relatório que o trabalho desenvolvido por Themistocles Gluck foi o que o inspirou nas suas próteses (Bankes and Emery, 1995).

Themistocles Gluck, foi um cirurgião Alemão que contribuiu nos finais do século XIX de forma significativa no ramo experimental da cirurgia, nomeadamente no transplante de órgãos e na cirurgia da fratura. Na substituição de articulações Gluck foi pioneiro. Após vários testes em animais com vários materiais, incluindo madeira, vidro, alumínio e aço niquelado, Gluck optou por osso cadavérico e marfim para as suas próteses, pelo simples facto de estes não apresentarem dificuldades na sua desinfeção. Também experimentou métodos de fixação, usando para isso uma variedade de substâncias, tais como, o cimento incluindo ligas de cobre, gesso, pedra e massa de vidraceiro, embora a sua preferência incidisse sobre a fixação não cimentada (Bankes and Emery, 1995).

Gluck, pensou que os seus projetos poderiam ser aplicáveis a todas as idades, o que o levou a desenvolver uma prótese com extremidades substituíveis, dando origem à primeira prótese modular. Esta consistia numa prótese simples, com uma componente umeral de marfim, que era inserida no canal medular, articulando com uma outra prótese de marfim na glenoide (Bankes and Emery, 1995).

O seu trabalho culminou em 1890 com a execução de 14 artroplastias, embora cinco só tenham sido documentadas: três artroplastias ao joelho, uma ao punho e uma ao cotovelo, todas para o tratamento da artrite tuberculosa. Os resultados iniciais foram animadores, tendo usado essa justificação para o uso dos seus implantes (Bankes and Emery, 1995; Hunten, 2008). Em 1891, Themistocles Gluck, documentou uma série de próteses, incluindo a do ombro em diversos materiais. Contudo não descreve os resultados e se foram realizados em seres humanos vivos, mas as suas ideias inspiraram o trabalho futuro de Jules Emile Pean (Zadeh and Calvert, 1998).

Jules Emile Pean, nasceu em 1830 em Marboué, no norte de França. Foi considerado um dos maiores cirurgiões da sua época. Reporta na sua primeira substituição de ombro, um paciente que estava a morrer com tuberculose no úmero e na articulação do ombro. Após o paciente ter recusado a amputação, a única solução passou pela remoção do tecido infetado e a inserção de uma prótese (Bankes and Emery, 1995).

Não convencido com as próteses de Gluck, encomendou uma nova prótese ao Dr. J. Porter Michaels, um dentista parisiense (Zadeh and Calvert, 1998). A prótese consistia numa bola de borracha, que fora previamente endurecida durante 24h por fervura em parafina, ligada a uma haste cilíndrica, em platina e com vários sulcos e orifícios para a inclusão no osso e nos músculos. A bola de borracha continha sulcos dispostos em ângulos retos, em que cada um continha um anel metálico para a sua fixação (Figura 2-7). Inicialmente os resultados do pós-operatório foram bastante animadores e o movimento do ombro afetado tinha sido restabelecido. No entanto, 2 anos depois, uma cápsula óssea, longa e resistente formou-se à volta da prótese exigindo a sua remoção (Bankes and Emery, 1995).

A segunda tentativa de substituição da articulação foi feita por F. Koenig em 1914. Esta prótese era feita de marfim. Contudo, esta continuava a não ter os resultados esperados (Foruria, Antuña and Rodríguez-Merchán, 2008).



**Figura 2-7 – Prótese desenvolvida pelo dentista Michaels para Péan (Hunten, 2008)**

Durante quase 40 anos a prótese do ombro não sofreu qualquer alteração. O fracasso das primeiras próteses utilizadas incidia, principalmente, nas infeções que delas originavam e conseqüentemente a remoção desta. Devido a limitações dos biomateriais utilizados e dos métodos de fixação, os

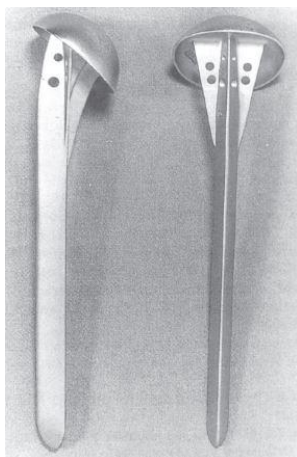
avanços ocorriam de forma lenta. Em 1951, Boro e Sevin propuseram a R. Judet a modificação da prótese femoral para acrílico (Hunten, 2008). Contudo, em 1952, Richard, Judet e René relataram que o uso da prótese de acrílico para a substituição proximal do úmero não se tornou popular, porque a durabilidade do material era inadequada (Zadeh and Calvert, 1998).

A primeira prótese umeral, semelhante à utilizada na artroplastia moderna, surgiu por mão de Frederick Krueger. Ele utilizou um material inerte e tentou imitar a forma anatômica da articulação glenoumeral, utilizando moldes de úmero cadavérico. A prótese tinha a cabeça em forma de ovo e a haste com cubículos para o crescimento ósseo (Figura 2-8). Krueger utilizou esta prótese feita sob medida num marinheiro para o tratamento de osteonecrose (Fealy *et al.*, 2008; Hunten, 2008).



**Figura 2-8 – Prótese de Krueger (de notar a cabeça em forma de ovo) (Hunten, 2008)**

Mais ou menos pela mesma altura, surgiam as próteses de Neer. O Dr. Charles S. Neer interessou-se pela artroplastia do ombro em 1944. Neer acreditava que os resultados seriam melhores se as próteses imitassem a anatomia natural do osso. Em 1951, Neer lança a prótese *Neer I* que tinha como objetivo restaurar a anatomia do ombro. Esta era fabricada em cobalto-crômio (CoCr) e era fixa no úmero através de uma longa haste. A prótese tinha duas abas anteriores e posteriores e, originalmente estava disponível em um único tamanho (Figura 2-9). Mais tarde foram adicionados novos tamanhos, bem como orifícios e abas para o crescimento ósseo e para se opor à rotação (Hunten, 2008).

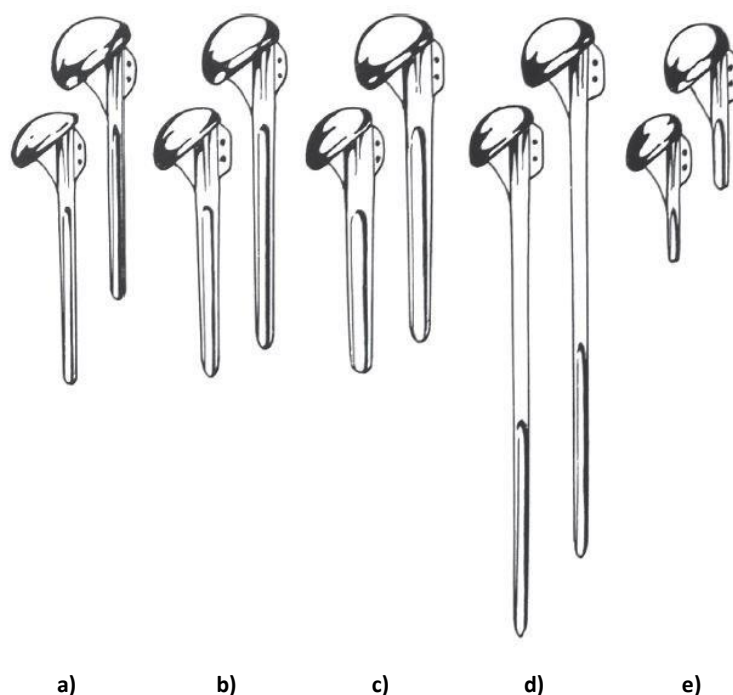


**Figura 2-9 – Primeiro modelo de prótese umeral, a *Neer I* (Hunten, 2008)**

Em 1955, Neer relatou um método para a substituição proximal do úmero com uma prótese concebida para substituir articulação do úmero de forma anatômica. Tal foi o êxito que, em 1964 esta prótese já tinha sido implementada em 54 pacientes (Zadeh and Calvert, 1998).

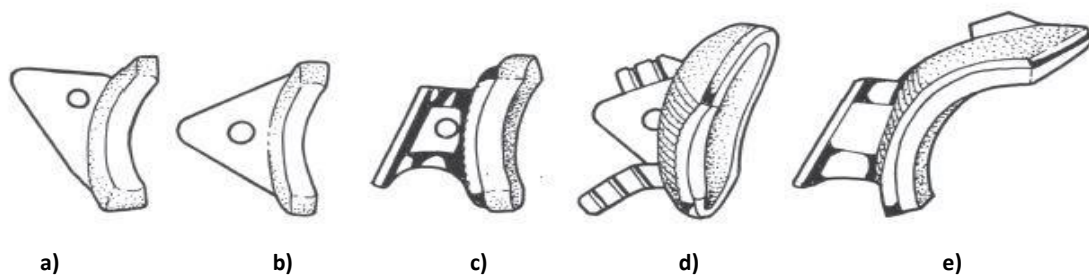
Neer e Averill, no início dos anos 1970, desenvolveram três modelos de próteses para restaurar as deficiências do manguito rotador, contudo abandonaram o projeto devido a complicações mecânicas (Hunten, 2008). Na mesma altura, surgiu a introdução do cimento ósseo para a fixação dos implantes e as indicações das artroplastias foram diversificadas para incluir a artrite e a osteoartrose (Zadeh and Calvert, 1998).

Então, em 1973, devido a persistência da dor nos pacientes, Neer e Averill modificaram a *Neer I* e conceberam a *Neer II* (Figura 2-10), dando início à segunda geração de próteses. A prótese *Neer I* foi modificada para permitir um acoplamento na cavidade da glenoide em polietileno, tendo o mesmo raio de curvatura da cabeça da prótese. A cabeça sofreu alterações de modo a permitir repor a distância entre a cabeça do úmero e a glenoide. O tamanho da haste, também foi reduzido (Hunten, 2008). Em 1974, Neer reporta um estudo de 48 artroplastias do ombro para o tratamento de artrite (Fealy *et al.*, 2008).



**Figura 2-10 – Primeiro modelo de prótese umeral, a *Neer II* (Modelos padrão - a,b,c; Prótese haste longa - d; "Mini prótese - e) (Hunten, 2008)**

Após 8 anos de utilização controlada, a prótese *Neer II* foi colocada no mercado. Durante esse período, vários componentes da glenoide foram testados de modo a preencher a assimetria entre a prótese e a componente óssea, bem como vários outros tipos de fixação (Figura 2-11). Neer conclui que o modelo de polietileno triangular, (Figura 2-11 a) e Figura 2-11 b)), foi aquele que apresentou melhores resultados e, é também aquele que considera que a fixação na glenoide é mais confiável (Hunten, 2008).



**Figura 2-11 – Modelo da componente da cavidade glenoide de Neer (Modelo padrão em polietileno - a,b; Modelo "metal apoiado" – c; Modelo extensão superior - d,e) (Hunten, 2008)**

O componente da glenoide de Neer foi concebido para ser perfeitamente coerente com o mesmo raio de curvatura da cabeça da prótese. Esta harmonia proporciona uma grande estabilidade, tendo como principal contrapartida a restrição da prótese. Neer baseou-se nos estudos anatómicos de Soslowsky, que mostram que a cartilagem da glenoide está em sintonia com a cabeça do úmero com uma precisão de 0.1 mm. O trabalho de Boileau e Walch mostrou que essa sintonia é menor no plano frontal e no plano transversal, o que permite pequenos movimentos de translação ântero-posteriores do ombro normal. Um raio de curvatura maior do que a cabeça do úmero protético reduz eficazmente esta restrição, mas também reduz a área de contacto entre as partes, permitindo que o maior deslocamento da cabeça do úmero na superfície móvel do ombro, resulte numa diferença que pode ser prejudicial em deslocamentos muitos grandes (Hunten, 2008).

No final da década de 80, outros implantes de segunda geração começaram a surgir. Estes eram compostos por dois componentes, uma cabeça e um componente umeral, permitindo recriar diferentes tamanhos de próteses e uma melhor adaptação por parte dos pacientes (Figura 2-12). Estas próteses permitiam escolher o diâmetro da cabeça próximo ao da cabeça do úmero, e possuíam uma haste de acoplamento que poderia ser de qualquer dimensão mediante a fisionomia do úmero. Possibilitavam ainda a remoção da cabeça para facilitar o acesso a eventuais complicações (Hunten, 2008).



**Figura 2-12 – Prótese modular (prótese de segunda geração) (Hunten, 2008)**

Apesar da modularidade e a possibilidade de utilização da cabeça muito próxima da cabeça do umeral do paciente, estas próteses de segunda geração depararam-se com alguns problemas. Não conseguiam recriar a anatomia natural e produziam partículas de desgaste destruidoras, pelo qual, o resultado deste tipo de próteses foi decepcionante (Foruria, Antuña and Rodríguez-Merchán, 2008; Hunten, 2008).

Exceção foi o modelo de prótese invertida introduzida pelo Prof. Paul Grammont, em 1985 na França. O conceito de prótese invertida desenvolvido por Grammont foi um grande passo no campo da artroplastia do ombro. A prótese era constituída por uma grande esfera do lado da glenoide e por um involucro de polietileno que revestia mais de metade da esfera para o úmero (Figura 2-13), impondo um novo comportamento biomecânico aos músculos do ombro (Boileau, 2011). A prótese de Grammont foi desenvolvida para o tratamento da artrite do ombro, já que, as outras próteses anatómicas não conseguiam resolver o problema de restaurar a estabilidade e a mobilidade do ombro. Este modelo tornou-se tão eficaz que ainda hoje em dia é utilizado (Amaro *et al.*, 2012; Hunten, 2008).

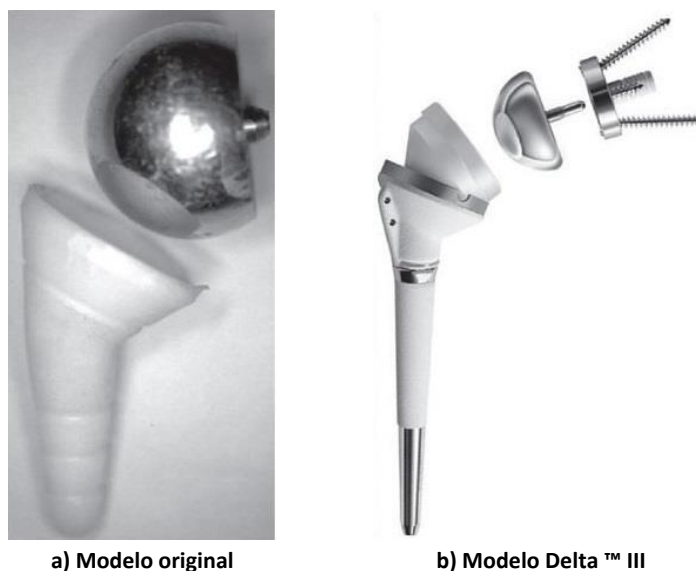


Figura 2-13 – Próteses invertidas de Grammont (Hunten, 2008)

Ainda por esta altura, por intermédio de Copeland, Jonsson e Steffee, surge um novo conceito de artroplastia, o *resurfacing* do ombro, e com ela uma nova prótese, a cúpula umeral (Figura 2-14). Este procedimento foi, inicialmente, realizado com uso de pequenas próteses que eram aplicadas em *resurfacing* da anca (Hunten, 2008).

No entanto, existem relatos que um tipo de prótese idêntico fora utilizado, em 1958, por Dr. Charles O. Townley. Em 1975, Zippel, publicava um relatório em que descrevia o uso de uma superfície metálica para a substituição da cabeça do úmero. Contudo, com o início das próteses de ombro com hastes, este tipo de prótese foi abandonado até a década de 80 (Pritchett, 2011).

Esta prótese consiste numa cúpula que é implantada na epífise do úmero, mantendo a cartilagem da glenoide. A sua implantação permite restaurar o centro de rotação e a biomecânica da

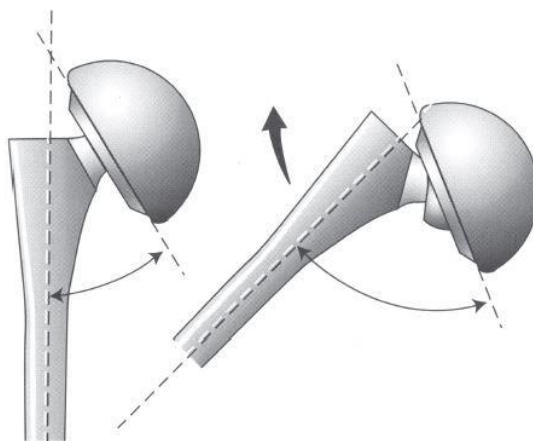


articulação, bem como, a anatomia normal do ombro. Os seus resultados quando comparados com as restantes próteses convencionais são os mesmos, exceto aquando da destruição da anatomia da cabeça do úmero. Esta, também, exige uma cirurgia menos evasiva. Esta prótese é a mais utilizada para o tratamento da osteoartrose, nomeadamente na artrite reumatoide (Hunten, 2008).



**Figura 2-14 – Cúpula umeral *resurfacing* (modelo Mark III) (Hunten, 2008)**

As próteses bipolares, representadas na Figura 2-15, tem um princípio de funcionamento muito idêntico ao das próteses femorais para a fratura. Esta prótese foi proposta por Swanson e popularizado por Worland. O modelo mais utilizado, o de Worland, consiste numa prótese modular de fémur aplicada de forma a lateralizar o tubérculo maior do úmero e, através de um ângulo formado por uma esfera restaurar o bom funcionamento do braço. Estas próteses foram criadas na esperança do alívio da dor. Foram utilizadas principalmente em hemartroses e em artrite reumatoide. Contudo os resultados não foram superiores aos apresentados pelas próteses umerais convencionais, pelo que, perderam o seu interesse (Hunten, 2008).



**Figura 2-15 – Prótese bipolar (Hunten, 2008)**

Atualmente utilizam-se próteses de terceira geração (Figura 2-16). Estas apareceram em França, na década de 90, por intermédio de Boileau e Walch (Foruria, Antuña and Rodríguez-Merchán, 2008). Eles introduziram um novo conceito de prótese umeral modular e adaptável. Este conceito baseou-se num estudo anatómico cujo objetivo era determinar o tamanho e forma do úmero proximal. Eles depararam-se com um grande número de resultados, o que requer uma modularidade específica para reproduzir a anatomia do paciente (Boileau, 2011).

Estas próteses permitem uma adaptação a cada indivíduo e não dificultam a mobilidade natural dos músculos, tendões e ligamentos (Boileau, 2011).

Em situações que apresentam a coifa dos rotadores funcional, são utilizadas as próteses totais (Figura 2-16 a), b) e c)) ou parciais (hemiprótese), onde a substituição ocorre na extremidade superior do úmero (Figura 2-16 e)). Quando a coifa dos rotadores não apresenta a funcionalidade necessária, recorre-se à utilização da prótese invertida (Figura 2-16 d)), em que existe a substituição da anatomia normal da articulação, além da cabeça do úmero (Walch, Boileau and Noël, 2010).



Figura 2-16 – Terceira geração de próteses (Walch, Boileau and Noël, 2010)

## 2.4 Artroplastia do ombro

A artroplastia do ombro consiste numa cirurgia cuja finalidade é substituir a articulação doente, por uma articulação artificial. Esta cirurgia é realizada, essencialmente, para casos de lesões degenerativas ou inflamatórias da articulação. A artroplastia do ombro é a terceira articulação do corpo humano mais substituída, após o joelho e a anca (Exatech, 2014).

Durante os anos 80 do século XX, o desenvolvimento e a aceitação da artroplastia do ombro foi especialmente lenta. A articulação do ombro foi referida por muitos como a “*articulação esquecida*”. Foi evitada pelos cirurgiões pelo facto de não apresentarem resultados satisfatórios (Neer, 1995).

As patologias da articulação do ombro, por vezes, não são fáceis de determinar a sua causa. Podem ser provocadas por várias causas e fatores nos elementos que a constituem. A perda de mobilidade e amplitude de movimentos e a dor são as principais razões pelas quais os pacientes procuram este

tipo de tratamento. A artroplastia do ombro promove o duplo objetivo de alívio da dor e restauração de lesões pós-traumáticas, que afetam as atividades do dia-a-dia. É utilizada no tratamento de mais de 100 doenças e condições limitadoras e desconfortantes (Hamid and Galatz, 2011; Walch, Boileau and Noël, 2010).

Os bons resultados desta cirurgia dependem do tipo de patologia do paciente e da sua idade, considerando-se que nunca se é demasiado idoso para realizar esta cirurgia, no entanto pode ser demasiado novo, uma vez que a duração média de uma prótese do ombro é de 8 a 10 anos após a sua colocação (Deckers, 2014).

A osteoartrose, também designada por osteoartrite ou artrose, é a forma mais comum de artrite. Esta é uma doença crónica e degenerativa, mais comum na anca e no joelho, e é a principal causa de dor articular do ombro. Inicialmente os sintomas desenvolvem-se de forma discreta e mal definidos, levando a ser muitas vezes confundida com a artrite reumatoide. Esta doença é caracterizada por um desgaste da cartilagem articular e pela alteração da estrutura óssea que fragmenta e sofre erosão, causando dor, inflamação, rigidez e perda de movimento. A hereditariedade, a obesidade e o envelhecimento são fatores de risco para o aparecimento desta doença. Numa fase inicial, a osteoartrose pode ser tratada com recurso aos tratamentos convencionais (SPR, 2014).

A osteoartrose, nos dias que correm, é uma das doenças mais incapacitantes nos países desenvolvidos e as estimativas apontam que, em todo o mundo, 9.6% dos homens e 18% das mulheres sofrem desta patologia (WHO, 2014). Na Figura 2-17 é possível ver a representação de uma articulação saudável e comparativamente à articulação deteriorada por osteoartrose.

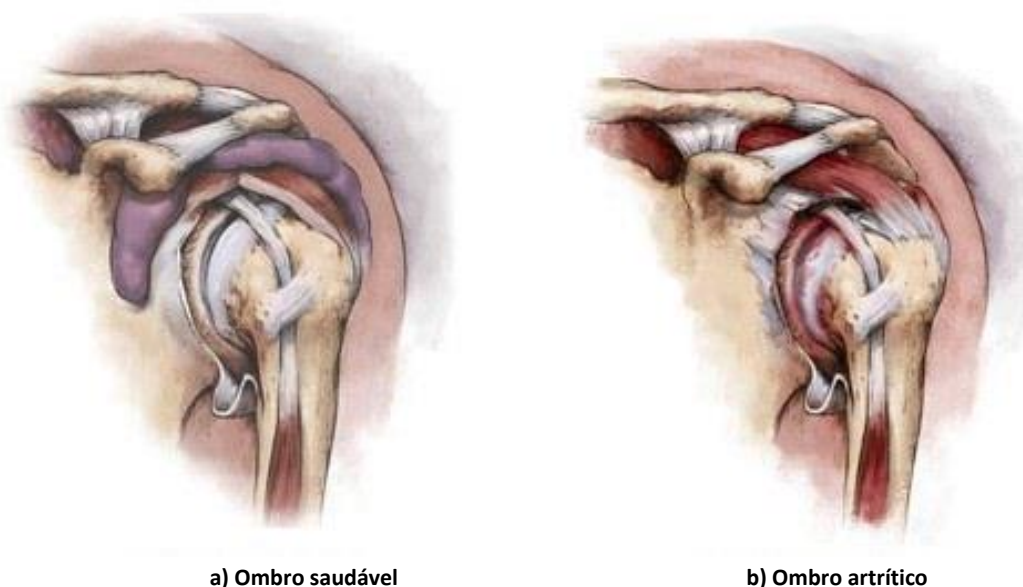


Figura 2-17 – Representação comparativa de uma articulação do ombro<sup>7</sup>

<sup>7</sup> Adaptado de: [www.biomet.com/patients/shoulder\\_overview.cfm](http://www.biomet.com/patients/shoulder_overview.cfm)

A artrite reumatoide é uma doença que ataca a membrana sinovial engrossando-a e inflamando-a. Esta inflamação crónica pode danificar a cartilagem, causando a perda da cartilagem, dor e rigidez, limitando os movimentos do membro. A artrite reumatoide é a forma mais comum das doenças artríticas (AAOS, 2014).

Outra forma de artrite a que o ombro esta sujeito é a artrite pós-traumática. Esta pode surgir após uma lesão grave no ombro. As lascas dos ossos e tecidos moles do ombro podem danificar a articulação ao longo do tempo, causando dor e funcionalidade do ombro limitada (AAOS, 2014).

As fraturas graves do ombro é outra causa comum de artroplastia do ombro. Quando a estrutura óssea é destruída, torna-se difícil recompor a sua forma e funcionalidade, levando o cirurgião a recorrer a um implante para a substituição do ombro (AAOS, 2014).

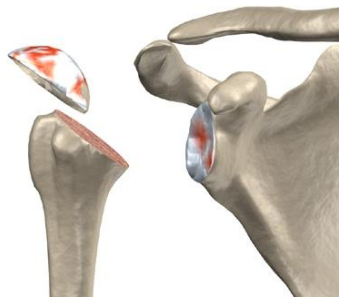
Segundo a AAOS (*American Academy of Orthopaedic Surgeons*), em 2011, mais de 50 milhões de pessoas nos EUA relataram que lhes tinha sido diagnosticado algum tipo de artrite (AAOS, 2014).

A cada momento, cerca de 2.7 milhões de portugueses sofrem de algum tipo de queixas reumáticas, o que equivale a 25.7% da população. A Organização Mundial de Saúde (OMS) estima que dentro de 10 anos, pelo menos 50% dos pacientes nos países desenvolvidos irão sofrer de artrite reumatoide (WHO, 2014). Numa fase inicial, as doenças reumáticas das articulações podem ser tratadas com métodos e terapias não cirúrgicas. No entanto, quando a destruição articular é grande e os sintomas insuportáveis, o recurso a um dispositivo ortopédico para a substituição total ou parcial da articulação doente é uma solução geralmente eficaz.

Quando se procede à substituição da articulação natural do ombro por uma articulação artificial, dá-se o nome de artroplastia primária. No entanto, quando esta falha, torna-se necessária a substituição da prótese originalmente implantada por uma nova prótese. A esta intervenção designa-se por artroplastia de revisão. As artroplastias de revisão do ombro são indicadas para um conjunto de situações tais como, falha mecânica, soltura do implante (*loosening*), deslocamento, desgaste, instabilidade, ruturas, fratura periprotética e infeções (Kelly and Hobgood, 2009).

A Figura 2-18 mostra a sequência de etapas que constituem a artroplastia total do ombro primária. É possível observar que após a incisão, o cirurgião expõe a cabeça do úmero e faz a remoção da mesma. Segue-se operações de perfuração do canal umeral e da raspagem e perfuração dos canais na glenoide. Uma vez concluídas estas etapas, o cirurgião procede a implantação do componente umeral e da glenoide da prótese, finalizando com a montagem da articulação. A cirurgia fica concluída, após o cirurgião fechar a incisão.

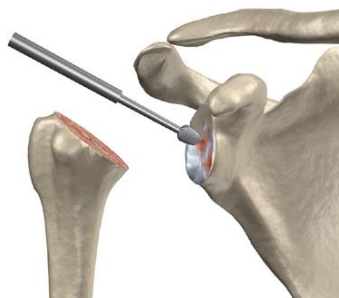
O bom funcionamento do implante, bem como o da prótese do ombro depende, entre vários fatores, de uma fixação firme e segura. Como tal, existem dois métodos de fixação da prótese ao osso: a fixação cimentada, em que a prótese é mantida no lugar por um tipo de cimento ósseo que cria um adesivo aderente entre a prótese e o osso, e a fixação não cimentada na qual a prótese possui na sua superfície uma malha fina, a qual, ao longo do tempo, cresce o osso dentro da malha fixando a prótese ao osso.



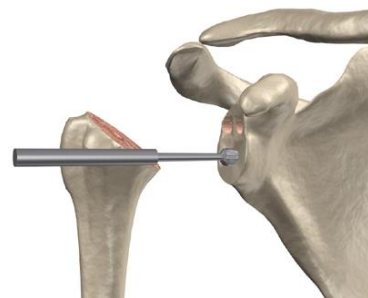
a) Remoção da cabeça do úmero



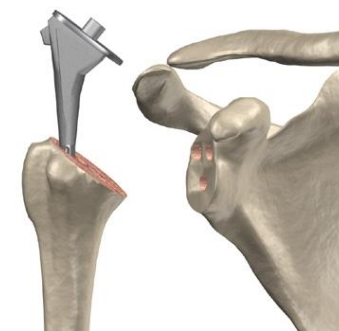
b) Perfuração do canal umeral



c) Raspagem da cavidade da glenoide



d) Perfuração dos canais na glenoide



e) Colocação da componente umeral



f) Colocação da componente da glenoide



g) Colocação da cabeça umeral

Figura 2-18 – Artroplastia total do ombro<sup>8</sup>

<sup>8</sup> [www.concordortho.com/patient-education/topic-detail.aspx?topicID=c798653b1684432934e96e412fb9a6f8](http://www.concordortho.com/patient-education/topic-detail.aspx?topicID=c798653b1684432934e96e412fb9a6f8)

### 2.4.1 Tipos de próteses

Na artroplastia do ombro existem dois tipos de próteses: as próteses totais e as hemipróteses. As próteses totais substituem toda a zona articular com dois componentes, um componente umeral e um outro componente glenoidal (Figura 2-19 a)). As hemipróteses só substituem a extremidade proximal do úmero (Figura 2-19 b)).

A escolha entre os dois tipos de próteses depende de múltiplos fatores, como a arquitetura óssea, a idade, o grau de degradação da articulação e a sua causa.

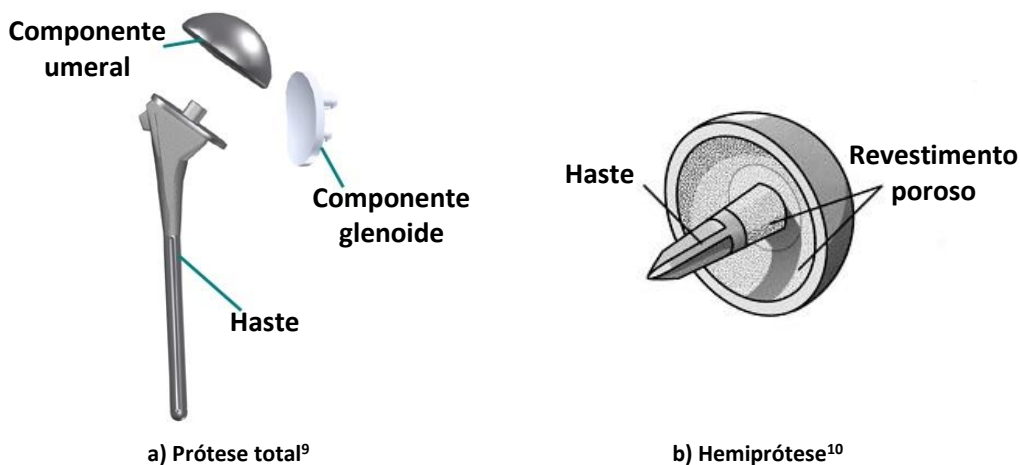


Figura 2-19 – Exemplo de próteses do ombro

### 2.4.2 Tipos de artroplastia

De um modo geral, a escolha da prótese está, inevitavelmente, relacionada com o tipo de artroplastia. Deste modo, podem ser identificadas duas classes de artroplastias: artroplastia total e hemiartroplastia. Surge ainda uma terceira classe, a artroplastia de revisão, que se enquadra neste panorama, uma vez que consiste em substituir a próteses original por uma nova. A Figura 2-20 apresenta os tipos de artroplastia e as suas subcategorias.

Quando as lesões na articulação afetam as duas superfícies, na extremidade proximal do úmero e na extremidade lateral da omoplata (cavidade glenoidal), é necessário recorrer à artroplastia total do ombro. Este procedimento envolve a substituição das superfícies articulares por próteses. De todas as artroplastias do ombro, este é o procedimento mais recorrente para o tratamento da articulação glenoumeral. Dados estatísticos da AAOS, apontam que 53.000 pessoas nos EUA estão sujeitos a artroplastia total do ombro por ano (AAOS, 2014).

<sup>9</sup> Adaptado de:

[www.eorthopod.com/images/ContentImages/shoulder/shoulder\\_arthroplasty/shoulder\\_arthroplasty\\_artificial03.jpg](http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/shoulder/shoulder_arthroplasty/shoulder_arthroplasty_artificial03.jpg)

<sup>10</sup> Adaptado de:

[www.orthop.washington.edu/sites/default/files/Portals/21/LiveContent/8415/Images/figure1.jpg](http://www.orthop.washington.edu/sites/default/files/Portals/21/LiveContent/8415/Images/figure1.jpg)

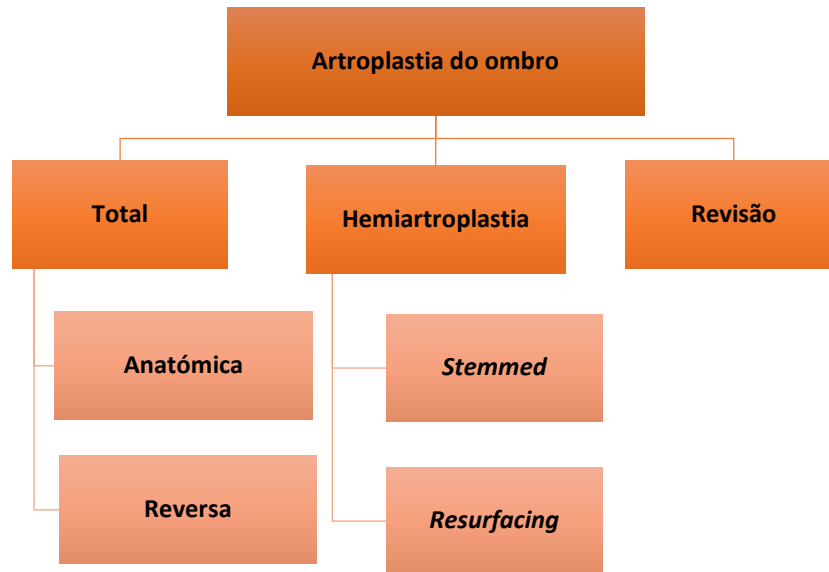


Figura 2-20 – Artroplastias do ombro

A artroplastia total anatômica, representada na Figura 2-21 a), pressupõe a substituição total da articulação mantendo a sua anatomia natural. A extremidade proximal do úmero é substituída por uma haste, geralmente metálica, que é colocada numa cavidade aberta no osso. Na extremidade deste componente é colocada uma cabeça hemisférica metálica, que substitui a cabeça do úmero. Esta cabeça pode ser integrada no corpo da prótese, formando um componente integral, denominado de construção monobloco. Outra possibilidade consiste numa cabeça hemisférica montada no pescoço através de uma ligação cônica, permitindo maior flexibilidade. Esta é designada por construção modular. A componente glenoidal, em forma de concha, é ligada pela sua parte externa à cavidade da glenoide, enquanto a parte interna articula-se com a cabeça hemisférica da prótese. Esta é uma componente geralmente plástica (AAOS, 2014).

Na artroplastia total inversa, como mostra a Figura 2-21 b), a extremidade proximal do úmero é substituída por uma haste metálica com uma extremidade em concha, geralmente plástica. Esta é colocada numa cavidade aberta no osso. Na glenoide, um componente metálico é fixo pela sua parte inferior a esta cavidade e a sua parte superior, esférica, articula-se com a superfície do componente do úmero. Na substituição inversa a anatomia do ombro é invertida (AAOS, 2014).

A artroplastia total é indicada para casos com insuficiências funcionais em ambas as superfícies articulares. No entanto, não é aconselhável em situações em que o osso da cavidade glenoide se encontre com deficiências ou deformações naturais (AAOS, 2014).

Se um dos componentes que constituem a articulação se encontra danificado, procede-se à hemiarthroplastia. Esta consiste, exclusivamente, na substituição do sistema que se encontra afetado por um componente protético. Na articulação do ombro, na grande maioria dos casos, a extremidade proximal do úmero é aquela que exige a substituição, deixando a cavidade da glenoide no seu estado natural.

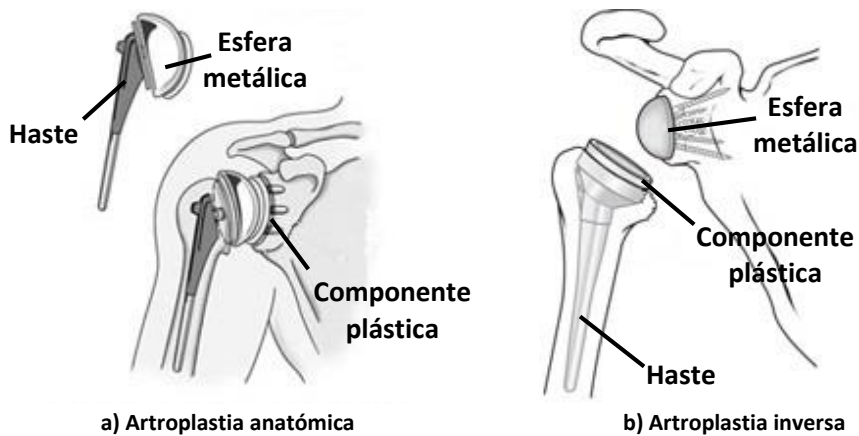


Figura 2-21 – Artroplastia total<sup>11</sup>

Dependendo da condição do úmero, a hemiartroplastia pode ser realizada de duas formas, a hemiartroplastia *stemmed* e a hemiartroplastia *resurfacing*. Numa hemiartroplastia comum, a cabeça do úmero é substituída por uma prótese (anatómica) constituída por haste e cabeça, e é denominada de hemiartroplastia *stemmed* (Figura 2-22 a)). Esta é indicada para ombros artríticos e em situações em que a glenóide está saudável. Uma alternativa a esta é a hemiartroplastia *resurfacing*. Este procedimento cirúrgico visa a implantação de uma cúpula na cabeça do úmero, preservando a cabeça e o osso (Figura 2-22 b)). É utilizada em situações em que não existe fraturas no colo do úmero e na cabeça (AAOS, 2014).

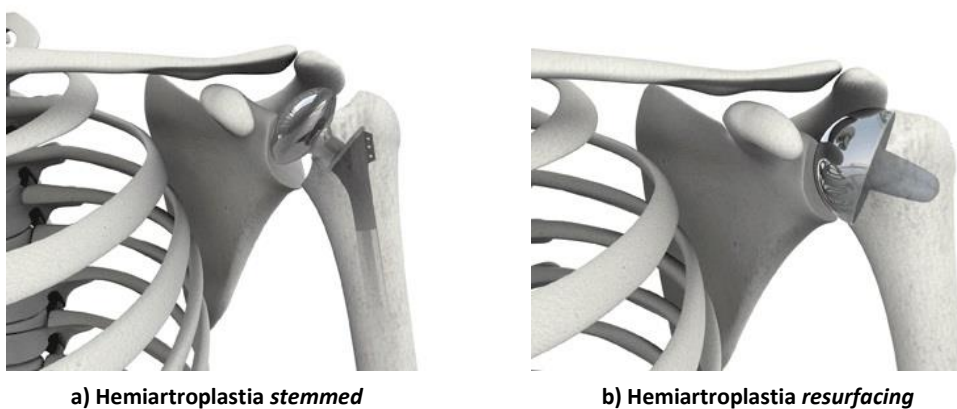


Figura 2-22 – Hemiartroplastia<sup>12</sup>

A cirurgia de substituição articular é dos maiores avanços da medicina. Os seus procedimentos tem melhorado a qualidade de vida dos pacientes. Embora bem-sucedida, cerca de 10% dos implantes irão falhar e irão necessitar de um segundo procedimento, denominado de artroplastia de revisão, a fim de remover e substituir os implantes antigos por uns novos (AAOS, 2014).

Segundo Donegan and Galatz (2013), a artroplastia de revisão está frequentemente ligada a situações em que o implante se solte (*loosening*), infecção, fraturas, falhas mecânicas e desgaste.

<sup>11</sup> [www.orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00222](http://www.orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00222)

<sup>12</sup> Adaptado de: [www.arthritisresearchuk.org/arthritis-information/boa-2013/shoulder-and-elbow-replacement/common-types.aspx](http://www.arthritisresearchuk.org/arthritis-information/boa-2013/shoulder-and-elbow-replacement/common-types.aspx)



Outros fatores que influenciam a necessidade de revisão são a condição física, a idade, o estilo de vida e o nível de atividade física, a condição estrutural do osso e o normal desgaste da prótese. Em Portugal, segundo o Registo Português de Artroplastias (RPA), de 2009 a 2012, foram realizadas 658 artroplastias ao ombro, em que 40 foram artroplastias de revisão (RPA, 2014).

### 2.4.3 Fixação das próteses

As próteses utilizadas na artroplastia do ombro, normalmente, são classificadas tendo em conta o seu método de fixação. Deste modo, como mostra a Figura 2-23, as próteses podem ser cimentadas, não cimentadas ou híbridas. A utilização do tipo de fixação depende, na maioria dos casos, da qualidade do osso (Lévigne, Lacroix and Garret, 2010).

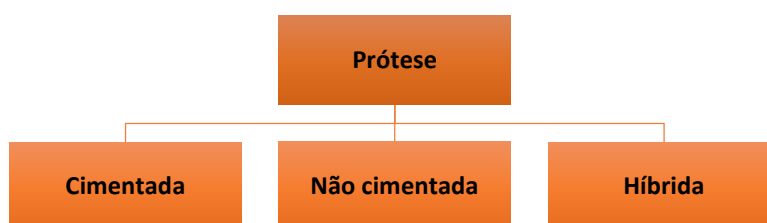


Figura 2-23 – Fixação de próteses

Nas próteses cimentadas o cirurgião utiliza cimento ósseo para o enchimento do osso circundante, proporcionando estabilidade e fixação da prótese. As próteses não cimentadas são fixas por meio de um ajuste apertado ou contacto por atrito entre a prótese e o osso circundante, ou por características de conceção específicas que estimulam o crescimento do osso para dentro ou sobre o implante. As próteses híbridas combinam os dois sistemas de fixação, fazendo uma fixação cimentada num componente e uma fixação não cimentada no outro. Estas técnicas de fixação de próteses possuem um bom desempenho de longevidade, em que cada método funciona melhor do que o outro em certos grupos de pacientes, e cada um deles tem aspetos positivos e negativos (Pal, Puthumanapully and Amis, 2013).

O método de fixação é um dilema enfrentado pelos cirurgiões ortopédicos. Esta escolha recai sobre vários fatores, tais como desempenho do implante, a idade do paciente, a qualidade óssea e a experiência do cirurgião (Pal, Puthumanapully and Amis, 2013).

#### 2.4.3.1 Próteses cimentadas

Numa artroplastia com prótese cimentada, é utilizado um implante onde lhe é aplicado uma camada de cimento ósseo envolvente, que é responsável pela fixação do implante ao osso. O cimento ósseo é um material polimérico de auto-cura. Este penetra nos poros do osso esponjoso quando o implante é pressionado para dentro dele, endurecendo num curto período de tempo (Pal, Puthumanapully and Amis, 2013).

O cimento ósseo não é adesivo, ele funciona através da formação de um enganche íntimo entre os poros do osso e as ranhuras do implante, como mostra a Figura 2-24. Deste modo, a fixação

cimentada é indicada para cargas à compressão entre as interfaces (Pal, Puthumanapully and Amis, 2013). Segundo Zadeh and Calvert (1998), na artroplastia total do ombro o cimento ósseo é recomendado para a componente umeral.

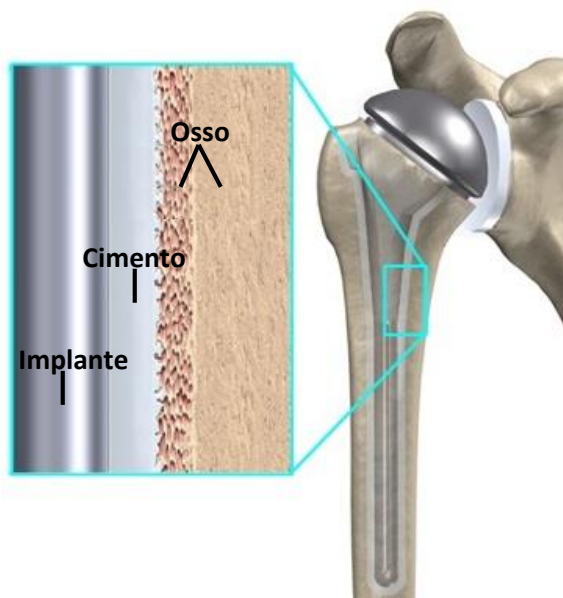


Figura 2-24 – Prótese do ombro cimentada<sup>13</sup>

A grande vantagem da utilização de próteses cimentadas reside no facto, de estas não necessitarem de uma preparação do osso muito precisa e de serem particularmente úteis para o enchimento de cavidades ósseas. O tempo de recuperação e conseqüente retorno às atividades do dia-a-dia é, em geral, rápido. Este é um processo de fixação muito fiável e durável. No entanto, a dificuldade de remoção do implante durante a artroplastia de revisão é vista como a principal desvantagem deste tipo de aplicação (Pal, Puthumanapully and Amis, 2013).

A utilização de próteses cimentadas são indicadas para casos de osteoporose, artrite, casos traumáticos, onde exista o risco de falha do implante ou em pacientes que necessitem recuperação rápida. Esta fixação é, principalmente, utilizada em idosos (Zadeh and Calvert, 1998).

### 2.4.3.2 Próteses não cimentadas

Na fixação não cimentada, os implantes são fixos por um ajuste apertado de modo a que o osso circundante forneça a fixação após a sua implantação. Esta técnica pode ser dividida em dois métodos distintos: fixação *press-fit* e fixação biológica.

A fixação *press-fit* baseia-se num encaixe sob pressão entre o implante e o osso. A estabilidade do implante depende, principalmente, do ajuste apertado desse encaixe. O segundo método, a fixação biológica, consiste num revestimento poroso e ou revestimento de hidroxiapatita (HA) sobre o implante. Este revestimento proporciona a formação óssea na superfície do implante e

<sup>13</sup> Adaptado de:  
[www.eorthopod.com/images/ContentImages/shoulder/shoulder\\_arthroplasty/shoulder\\_arthroplasty\\_artificial01.jpg](http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/shoulder/shoulder_arthroplasty/shoulder_arthroplasty_artificial01.jpg)

consequente fixação (Figura 2-25). A fixação inicial é proporcionada pelo aperto por atrito (Pal, Puthumanapully and Amis, 2013).

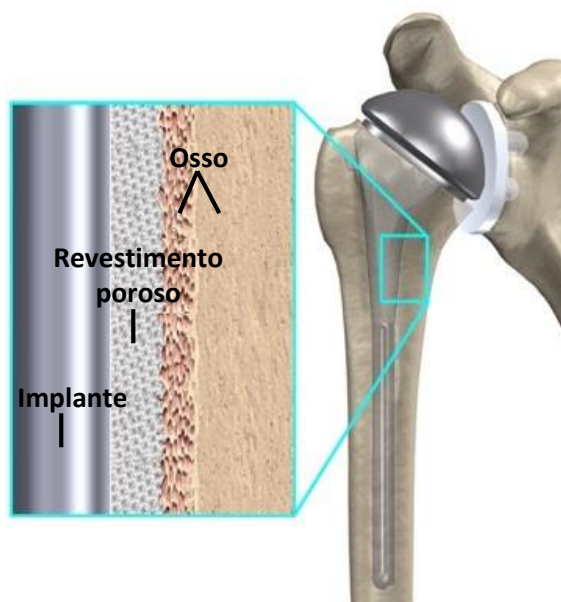


Figura 2-25 – Prótese do ombro não cimentada<sup>14</sup>

Esta fixação, quando comparada com a fixação cimentada, possui um tempo de cirurgia reduzido. No entanto, a fixação não cimentada é vulnerável no período pós-operatório e a sua estabilidade, que depende do crescimento ósseo, é alcançada a longo prazo. O risco de fratura óssea a quando da implantação é também um fator que não abona a favor do paciente. Esta fixação, geralmente, é utilizada em pacientes com boa qualidade óssea (Strauss *et al.*, 2009).

Embora, sob o ponto de vista médico, a fixação não cimentada ofereça vantagens mais atraentes, estão-lhe associadas uma maior taxa de complicações. Assim sendo, a fixação cimentada continua a ser a alternativa mais atraente e aquela que melhores resultados apresenta (Strauss *et al.*, 2009).

### 2.4.3.3 Próteses híbridas

Alcançar uma fixação coesa e a longo prazo é um dos objetivos que se tenta alcançar na artroplastia total do ombro (Zadeh and Calvert, 1998).

A fixação híbrida conjuga os dois sistemas de fixação, fazendo uma fixação cimentada num componente, geralmente a componente umeral, e uma não cimentada no outro, geralmente o componente da glenoide. Esta disposição deve-se ao facto de numa prótese não cimentada exigir uma menor remoção óssea, o que para a cavidade da glenoide é o indicado, visto ser uma região com baixa resistência e pequeno volume ósseo (Strauss *et al.*, 2009).

<sup>14</sup> Adaptado de:

[www.eorthopod.com/images/ContentImages/shoulder/shoulder\\_arthroplasty/shoulder\\_arthroplasty\\_artificial02.jpg](http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/shoulder/shoulder_arthroplasty/shoulder_arthroplasty_artificial02.jpg)

As próteses híbridas são umas das tendências utilizadas atualmente, pois consegue-se eliminar alguns problemas das próteses anteriores. Em geral, estas próteses são bastante utilizadas porque exigem menos remoção óssea e utilizam menos cimento ósseo (Strauss *et al.*, 2009).

## 2.5 Biomateriais

A aplicação de materiais no corpo humano remonta à era pré-histórica com a descoberta de crânios e implantes dentários em ouro e prata e de fios de sutura com cerca de 32 mil anos (Ratner and Bryant, 2004).

Ao longo dos anos, têm sido propostas várias definições para os biomateriais. Na conferência de Chester, em 1991, definiu-se que, *“Um biomaterial é um material destinado a contactar com sistemas biológicos para avaliar, tratar, aumentar, ou substituir qualquer tecido, órgão ou função do organismo.”* (Gutierrez *et al.*, 2006). Park and Bronzino (2003), relataram que *“Um biomaterial pode ser simplesmente definido como um material sintético utilizado para substituir parte de um sistema vivo ou em funcionamento íntimo com um tecido vivo.”*

Os biomateriais podem ter origem metálica, cerâmica, polimérica e compósita (Park and Bronzino, 2003). Estes estão destinados a fazerem parte integrante de um bioambiente, em que estão expostos às características bioquímicas e dinâmicas do corpo humano (Rodrigues, 2013). Assim, os biomateriais utilizados no fabrico de implantes devem exibir propriedades específicas e biocomportamentos quando se encontra em contacto com os tecidos orgânicos envolventes (Gutierrez *et al.*, 2006).

### 2.5.1 Aplicação dos biomateriais em próteses

As próteses totais são implantes permanentes, que envolvem a remoção do osso e da cartilagem durante o processo de implantação, fazendo deste um procedimento irreversível. Portanto, a conceção de um implante para a articulação, deve ser baseada na cinemática e dinâmica característica da articulação e do membro (Park and Bronzino, 2003).

Propriedades do material, *design*, método de fixação, idade do paciente, estilo de vida, nível de atividade e a experiência do cirurgião, são fatores importantes a considerar numa cirurgia da articulação. Décadas de experiências clínicas resultaram num grande número de modelos de próteses e combinações de vários materiais. No entanto, não existem modelos nem materiais, que melhor se adaptem a todos os tipos de implantes nem a todos os pacientes, pois cada caso clínico é diferente do anterior. Os materiais utilizados não devem prejudicar o ambiente biológico, bem como os tecidos e os fluidos circundantes (Park and Bronzino, 2003).

No que respeita à artroplastia total do ombro, os implantes utilizados são de origem metálica e polimérica. Na componente umeral, a cabeça é concebida na liga cobalto-crómio (CoCr) e a haste, de liga cobalto-crómio (CoCr) ou de ligas de titânio (Ti6Al4V). Preferencialmente opta-se por hastes

e cabeças na liga cobalto-crómio (CoCr), por serem mais resistentes, duras e ao mesmo tempo menos produtora de resíduos (Park and Bronzino, 2003).

O polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE - *Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) é a interface glenoumeral mais usada. Ao sofrer desgaste, as partículas produzidas não são tóxicas. Com o objetivo de melhorar a sua fixação, poderão ser adicionados dispositivos de fixação metálicos, como por exemplo parafusos ou pinos. Estes geralmente são em aço inoxidável (Zadeh and Calvert, 1998).

O polimetilmetacrilato de metilo (PMMA) é geralmente utilizado em cimento ósseo. Esta cola é constituída por dois componentes, que depois de misturados e polimerizados formam uma pasta, chamada de cimento ósseo. Esta solidifica automaticamente após o contacto com o sangue, fixando as partes envolventes (Pal, Puthumanapully and Amis, 2013). A utilização de PMMA em cimento ósseo implica um manuseio cuidadoso, pois estão-lhe associados alguns inconvenientes. No entanto, com a melhoria de técnicas cirúrgicas e melhoria do desempenho do material, os cimentos ósseos de PMMA são utilizados clinicamente com boas taxas de sucesso. Em alguns casos a fixação com cimento ósseo não é suficiente, sendo auxiliada por uma fixação biológica que é concedida através de revestimentos de hidroxiapatita (HA) ou tântalo (Ta) no implante (Navarro *et al.*, 2008).

No caso de próteses não cimentadas, os suportes de metal tem de permitir a fixação biológica. Os revestimentos cerâmicos são os mais utilizados, podendo, no entanto, encontrar-se hastes com revestimento em titânio. Os biovidros induzem o crescimento ósseo três vezes mais rápido do que a hidroxiapatita. Aproximadamente 10 horas após a implantação, iniciam-se as combinações dos processos para formação de novo osso (Navarro *et al.*, 2008).

## **2.6 Maquinagem**

### **2.6.1 Parâmetros de corte – fresagem**

A maquinagem pode ser interpretada como, “*o processo por arranque de apara utilizado para fabricar peças*” (Trent and Wright, 2000). Durante o processo de corte, realizam-se três movimentos entre a peça e a ferramenta de corte, promovendo a formação de apara. Esses movimentos são: o movimento principal ou de corte, o movimento de avanço e o movimento de penetramento (Figura 2-26).

O movimento de corte é um movimento simples que, no caso da fresagem consiste na velocidade de rotação da ferramenta, originando numa única remoção de apara. O movimento de avanço corresponde a uma mudança de posição relativa da peça e da ferramenta. Este movimento animado juntamente com o movimento de corte, origina um levantamento contínuo de apara. Finalmente, o movimento de penetramento, ou profundidade de corte, é aquele que corresponde à espessura da camada de material a retirar durante a operação de corte (Davim, 2008).

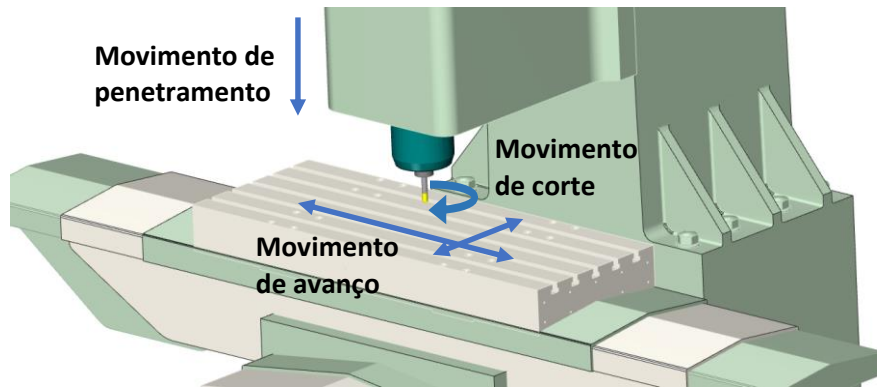


Figura 2-26 – Movimentos realizados por uma fresadora ou centro de maquinagem

Uma operação de fresagem eficiente traduz-se numa boa compreensão e coordenação dos parâmetros de corte, bem como o conhecimento das ferramentas. Os parâmetros que influenciam operações de fresagem são: velocidade de rotação da ferramenta, velocidade de avanço da mesa, profundidade de corte da ferramenta no material e largura de corte da ferramenta sobre o material (Figura 2-27).

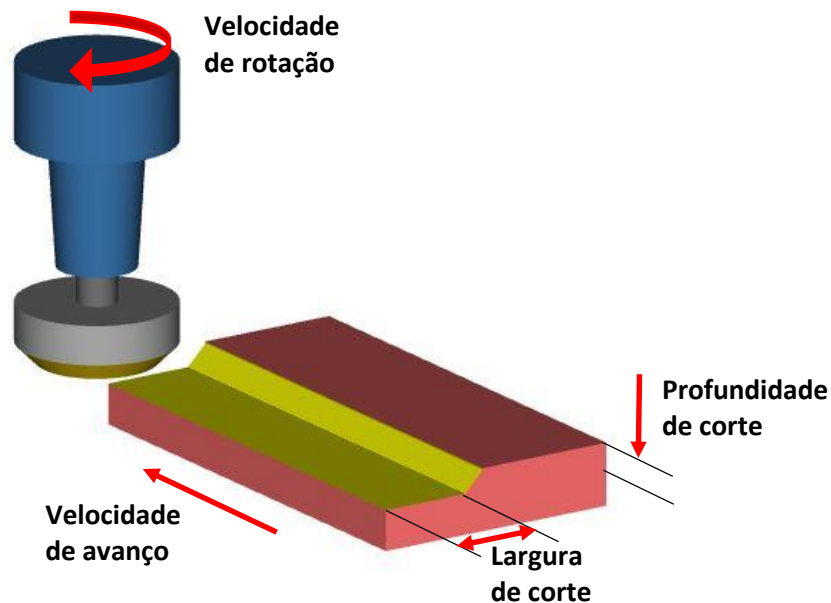


Figura 2-27 – Parâmetros de corte de uma operação de fresamento

A velocidade de rotação, normalmente expressa em rotações por minuto (rpm), é a velocidade angular da fresa e o seu valor depende da velocidade de corte estabelecida para uma dada operação. A velocidade de corte corresponde à velocidade linear periférica da fresa e estabelece a velocidade a que se pode cortar o material. Esta geralmente é fornecida pelo fabricante de ferramenta e é expressa em metros por minuto (m/min). Por sua vez, a velocidade de avanço corresponde à velocidade de deslocamento da fresa sobre a peça e o seu valor é expresso em milímetros por rotação (mm/rot). O avanço é um parâmetro determinante para a qualidade superficial da maquinagem e conjuntamente com a velocidade de rotação, são os dois fatores que mais influenciam a vida útil da ferramenta. A profundidade de corte ou penetramento axial, é a altura de penetração da fresa no material da peça. Por outro lado, a largura de corte ou

penetramento radial, é a largura de atuação da fresa durante o corte. Os valores da profundidade de corte e da largura de corte são expressos em milímetros (mm) (Relvas, 2012).

O cálculo da velocidade de rotação ( $n$ ) expresso em (rpm), é dada pela equação (1), em que a velocidade de corte ( $V_c$ ) é expressa em (m/min) e o diâmetro da ferramenta ( $D$ ) em mm.

$$n = \frac{V_c \times 1000}{\pi \times D} \quad [rpm] \quad (1)$$

O cálculo da velocidade de avanço pode ser expresso em milímetros por minutos (mm/min) ou milímetros por rotação (mm/rot). A equação (2) e a equação (3) seguintes apresentam o método analítico, em que  $f_n$  é a velocidade de avanço por rotação (mm/rot),  $f_z$  o avanço por navalha de corte (mm),  $z$  o número de navalhas de corte da ferramenta e  $f_{av}$  é a velocidade de avanço em mm/min. O valor de  $f_z$  é fornecido pelo fabricante de ferramentas através de catálogos.

$$f_n = f_z \times z \quad [mm/rot] \quad (2)$$

$$f_{av} = f_n \times n \quad [mm/min] \quad (3)$$

## 2.6.2 Ferramentas de corte

A escolha da ferramenta de corte, adequada ao tipo de operação, deve ter em consideração alguns fatores, tais como: o tipo de máquina utilizada, o tipo e a particularidade das operações e a qualidade e as características das ferramentas (Relvas, 2012).

A seleção de materiais adequados à execução de ferramentas de corte por arranque de aparas é importante na realização de uma operação de maquinagem eficiente. Assim, os materiais utilizados na fabricação de ferramentas são: aços rápidos, carbonetos sinterizados (metal duro), *cermets*, cerâmicos e ultraduros (Davim, 2008).

A utilização do aço rápido como ferramentas de corte reside no compromisso entre a sua resistência ao desgaste e a sua tenacidade. Estes podem ser classificados, segundo a AISI (*American Iron and Steel Institute*) em dois grupos (Davim, 2008):

- Aços rápidos ao tungsténio (grupo T);
- Aços rápidos ao molibdénio (grupo M).

A aplicação dos aços rápidos em ferramentas tem diminuído desde o aparecimento dos carbonetos sinterizados. Apesar disso, continuam a ser o material utilizado em ferramentas com formas complexas, tais como algumas fresas e brocas, onde são utilizadas na maquinagem de pequenos lotes de peças que justifiquem a utilização de uma ferramenta com elevada tenacidade (Davim, 2008).

As ferramentas de carbonetos sinterizados ou metal duro, são as mais utilizadas na indústria, devido às diferentes combinações de dureza a frio e a quente, à resistência ao desgaste e a

tenacidade. A sua elevada dureza permite a utilização de maiores velocidades de corte quando comparadas com as ferramentas de aço rápido, mesmo a temperaturas elevadas. No entanto, o seu manuseamento requer algum cuidado, pois estas são relativamente frágeis e sensíveis ao choque térmico (Relvas, 2012). A ISO (*Internacional Organization for Standardization*) recomenda o agrupamento dos carbonetos sinterizados em seis grupos (Davim, 2008):

- Grupo P, que compreende as classes de maquinagem para as ligas ferrosas que apresentem aparas longas e dúcteis;
- Grupo M, é um grupo de transição que inclui as classes utilizadas na maquinagem das ligas ferrosas que apresentem aparas longas ou curtas, como o caso dos aços inoxidáveis;
- Grupo K, que envolve as classes de maquinagem das ligas ferrosas e não ferrosas que apresentam aparas curtas, como o ferro fundido;
- Grupo N, que abrange a maquinagem para as classes de metais não ferrosos, como as ligas de alumínio, plásticos e madeira;
- Grupo S, que compreende a maquinagem das classes para as ligas resistentes ao calor e ligas de titânio;
- Grupo H, que compreende as classes destinadas à maquinagem de aços endurecidos.

Os *cermets* são materiais formados por agregados cerâmicos numa matriz metálica. Estes materiais, comparativamente aos carbonetos sinterizados, possuem menor coeficiente de atrito, maior resistência à oxidação, maior dureza a quente e menor tendência para adesão por parte do aço. Os *cermets* são adequados para o desbaste ligeiro e para acabamentos em aços ao carbono e em aços inoxidáveis (Davim, 2008).

Os cerâmicos, são materiais de corte de elevada dureza e resistência ao desgaste mas baixa tenacidade, possibilitando o corte a elevadas velocidades. Podem aparecer sob as formas de alumina branca ( $Al_2O_3$ ) e alumina preta ( $Al_2O_3+TiC$ ). As aluminas brancas são utilizadas na maquinagem em acabamentos de aços e ferros fundidos, enquanto a alumina preta possibilita o corte interrompido (Davim, 2008).

Os materiais ultraduros são caracterizados por apresentarem durezas extremamente elevadas. Estes apresentam-se sob as formas de nitreto de boro cúbico (CBN) e de diamante sintético policristalino (PCD). Estas ferramentas permitem velocidades de corte elevadas, muito boa qualidade de acabamento superficial e a maior vida útil de todas as ferramentas de corte (Davim, 2008).

### **2.6.3 Fluido de corte**

A vida útil da ferramenta de corte é definida como, “*o tempo efetivo de corte das suas arestas em trabalho antes que seja necessário afiá-la ou substituí-la*” (Davim, 2008).

Geralmente, uma escolha adequada do fluido de corte permite o aumento da vida útil da ferramenta ou, para a mesma vida, o aumento da velocidade de corte (Davim, 2008).



Para que o fluido de corte seja eficaz, este deve ser capaz de: remover as aparas na área de corte (ação de limpeza), reduzir o coeficiente de atrito (ação lubrificante) e diminuir a temperatura na zona de corte (ação refrigerante).

Segundo Davim (2008), “a aplicação de um lubrificante/refrigerante na zona de formação de apra melhora o corte e permite a obtenção de um bom acabamento superficial, sobretudo em baixas/médias velocidades”.

Os fluidos utilizados no corte por arranque de apra podem ser líquidos ou gasosos. A penetração do fluido de corte líquido implica a projeção do fluido contra a ferramenta e contra a peça, na zona onde se atrim. A aplicação de fluidos gasosos processa-se do mesmo modo, no entanto, a sua principal função é a de refrigeração. Os fluidos de corte líquidos são, de longe, os mais utilizados na prática industrial (Davim, 2008).

## 2.7 Maquinabilidade

A maquinabilidade de um material refere-se à maior ou menor facilidade com que o material pode ser maquinado pelo processo de arranque de apra. Como se pode observar na Figura 2-28, a maquinabilidade depende de cinco critérios: vida útil da ferramenta, produtividade, forças e potências de corte, acabamento superficial e forma e tipo de apra (Stephenson and Agapiou, 2006).

Uma boa maquinabilidade traduz-se num bom acabamento de superfície, em baixa força e potência de corte e também baixo desgaste da ferramenta de corte. Não existe ainda hoje uma definição satisfatória e muito menos um processo incontroverso de avaliação da maquinabilidade, apesar de mais de um século de investigação (Davim and Correia, 2006).



Figura 2-28 – Fatores que influenciam a maquinabilidade

A maquinabilidade pode ser expressa através de uma percentagem ou valor normalizado, denominado de índice de maquinabilidade. O instituto americano AISI (*American Iron and Steel Institute*) determinou que o aço carbono AISI B-112 é de corte fácil e cujo índice de maquinabilidade é de 100% (Tabela 2-1). A maquinabilidade de todas as outras ligas metálicas são comparadas com este aço (Quaker, 2014).

A utilização do índice de maquinabilidade é um método que ajuda a reconhecer a facilidade ou dificuldade de uma liga em ser maquinada em comparação com uma outra.

Tabela 2-1 – Índices de maquinabilidade para diferentes materiais metálicos (Quaker, 2014)

	Materiais Metálicos	Maquinabilidade (%)
<b>Ligas Ferrosas</b>	<b>AISI B-1112</b>	<b>100</b>
	AISI B-1113	135
	AISI C-1045	50
	AISI A-5120	65
	AISI A-5150	50
	Aço inoxidável 304	40
	Aço inoxidável 316	35
<b>Ligas não Ferrosas</b>	Ligas de titânio	9-30
	Ligas de alumínio	60-240
	Crómio-cobre	60
	Bronze	60-270
	Bronze com chumbo	240
	Bronze ao manganês	90
	Níquel	200
	Zinco	200

## 2.7.1 Maquinabilidade dos biomateriais

### 2.7.1.1 Aço inoxidável

A utilização do aço inoxidável austenítico em implantes para o corpo humano, está diretamente relacionada com a redução de custos e a sua biocompatibilidade (Manivasagam, Dhinasekaran and Rajamanickam, 2010). A ASTM (*American Society for Testing and Materials*) recomenda o aço inoxidável austenítico do tipo 316 e 316L no fabrico de implantes (ASTM, 2014).

O aço inoxidável austenítico não pode ser trabalhado a frio, sem tratamentos térmicos, pois encrua muito rapidamente. Por outro lado, os tratamentos térmicos não devem induzir a formação de carbonetos de crómio ( $CCr_4$ ) nas fronteiras do grão, sob risco de causar corrosão. É por esta razão, que os implantes de aço inoxidável austenítico, normalmente não tem juntas soldadas (Park and Bronzino, 2003).

O efeito do calor pode causar a deformação dos componentes, sendo que, esta limitação pode ser resolvida mediante o controlo de temperatura durante o aquecimento para que este seja uniforme. Outro efeito do tratamento térmico é o aparecimento de escamas de óxido na superfície que

podem ser removidas ou quimicamente, através de ácidos, ou mecanicamente, com recurso a elementos abrasivos (Park and Bronzino, 2003).

Peckner and Bernstein (1977), referenciaram que *“a maquinagem do aço inoxidável austenítico, devido ao encruamento, é caracterizada por originar irregularidades e produzir aparas aderentes, longas e fibrosas”*.

Para o corte deste tipo de aços utilizam-se ferramentas de metal duro ou cerâmicos. As ferramentas de metal duro são as mais utilizadas pela indústria na maior parte dos casos, devido às combinações de dureza a frio e a quente, resistência ao desgaste e à tenacidade. Os cerâmicos por sua vez, apresentam elevada resistência ao desgaste e baixa tenacidade. Estas características possibilitam o corte a elevadas velocidades (Trent and Wright, 2000).

### **2.7.1.2 Ligas de cobalto-crómio**

A liga de cobalto-crómio, nomeadamente a liga cobalto-crómio-molibdénio (CoCrMo), é de difícil maquinagem, pelo que não é possível utilizar os processos normais e habituais utilizados nos outros metais. Em vez disso, os componentes são obtidos pelo método de fundição por cera perdida, denominado muitas vezes por fundição de precisão (Park and Bronzino, 2003).

O método de fundição por cera perdida envolve o vazamento da liga metálica para o interior de um molde. Este método inicia-se com a reprodução de um modelo preciso em cera do componente. Este modelo é revestido por um material refratário que representa o molde. Após a remoção da cera do molde, a liga é fundida e vazada para o seu interior. Depois de arrefecido, o molde é destruído ficando com o componente moldado (Park and Bronzino, 2003).

Antes do vazamento o molde é aquecido. O controlo da temperatura do molde reflete-se sobre o tamanho de grão. Temperaturas mais elevadas formam grãos maiores, o que resulta numa diminuição da resistência. Contudo, a temperatura mais elevada origina carbonetos mais distantes, resultando num material menos quebradiço. Existe, portanto, um conflito de escolha sobre qual utilizar. As peças obtidas por este método possuem uma boa precisão dimensional e bom acabamento superficial (Park and Bronzino, 2003).

### **2.7.1.3 Ligas de titânio**

O titânio (Ti), na sua forma comercialmente pura ou em liga, tornou-se o material implantológico mais utilizado na área médica. Apesar do seu aumento, a aplicação do titânio ainda envolve custos elevados, devido, essencialmente, à complexidade da maquinabilidade (Ezugwu and Wang, 1997).

Siekmann (1955), evidenciou que, *“A maquinabilidade do titânio e das suas ligas seria sempre um problema, independentemente das técnicas aplicadas para a sua transformação.”* e Komanduri and Reed Jr. (1983) comentaram que, *“isso ainda é verdade visto que em causa estão os materiais da ferramenta”*.

A maquinagem do titânio à temperatura ambiente deve de ser evitada, pelo facto de esta criar deformações e irregularidades na superfície maquinada, bem como a tendência da adesão das aparas à ferramenta de corte, levando à rápida e prematura deterioração da ferramenta. O titânio é muito reativo a temperaturas elevadas e difunde-se com facilidade na presença de oxigénio, criando zonas frágeis. Como resultado, toda a maquinagem a quente terá de ser realizada abaixo dos 925°C e exigindo uma atmosfera inerte (Park and Bronzino, 2003).

Ferramentas de corte afiadas com velocidades lentas e avanços rápidos minimizam este efeito. No entanto, estas medidas resultam numa redução de produtividade e consequentemente aumento do custo final do componente (Yang and Liu, 1999).

Com a finalidade de redução de custos, novas tecnologias de processamento foram aplicadas. Porém, a maioria das peças em titânio ainda continuam a ser maquinadas por métodos convencionais (Ezugwu and Wang, 1997).

Nabhani (2001), obteve bons resultados na maquinagem de ligas de titânio com ferramentas de corte em Nitreto de Boro Cúbico (CBN) e Diamante Policristalino (PCD). Da mesma forma Machado and Wallbank (1994) observaram que, *“a vida útil da ferramenta aumenta significativamente com a aplicação de refrigeração a alta pressão durante a maquinagem”*.

#### **2.7.1.4 Materiais poliméricos**

Nas últimas décadas, os materiais poliméricos têm sido utilizados na área da medicina, auxiliando o corpo a reparar e a regenerar os tecidos danificados.

Os biomateriais poliméricos podem ter origem natural ou sintética. Estes são exibidos sob os modelos bioestáveis, biodegradáveis e parcialmente absorvíveis. Os polímeros bioestáveis são praticamente inertes, causando uma resposta mínima por parte do tecido, mantendo as suas propriedades durante longos períodos de tempo. Os implantes biodegradáveis são hidroliticamente instáveis, o que os torna capazes de serem eliminados pelo corpo. Os polímeros parcialmente absorvíveis também são hidroliticamente instáveis, mas não conseguem ser totalmente metabolizados pelo organismo, pelo que necessitam de uma nova cirurgia para remoção do implante após a cicatrização do tecido (Rezende and Duek, 2003).

Os polímeros no corpo humano são, comumente, utilizados como superfícies articulares e como material de fixação de implantes. Os polímeros utilizados em superfícies articulares devem ter um baixo coeficiente de atrito e uma taxa reduzida de desgaste. O polímero usualmente utilizado para este efeito é o polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). Este, como características, possui elevada resistência à abrasão e baixo coeficiente de atrito (Hallab and Jacobs, 2009).

Os polímeros utilizados na fixação de implantes obriga a ser moldado e curado *in vivo*. Estes polímeros necessitam de resistir à deformação sob tensões e requerem um coeficiente de elasticidade alto para minimizar a deformação plástica. Até à data, o PMMA é o cimento ósseo escolhido pelos cirurgiões ortopédicos (Hallab and Jacobs, 2009).

Os polímeros são caracterizados por possuírem uma baixa condutividade térmica e baixa densidade, quando comparados com os metais. Durante a maquinagem, a remoção do calor gerado é feito, em grande parte, pela ferramenta de corte ao invés de ser removido pela peça como acontece na maioria dos metais. Deste modo, a maquinagem de polímeros deverá ser efetuada tendo em consideração os parâmetros de corte envolvidos, a fim de evitar o mau acabamento superficial (Kobayashi, 1984).

## 2.8 Acabamento de superfície

Um dos principais fatores que limitam o bom funcionamento de uma articulação é a geração de partículas de desgaste. Deste modo, torna-se imprescindível a caracterização dessas superfícies articulares.

O parâmetro mais comum e mais utilizado para caracterizar a rugosidade da superfície é a rugosidade média aritmética, designada por Ra. A Tabela 2-2 apresenta os valores típicos de rugosidade Ra possíveis de alcançar através de alguns processos de fabrico de engenharia, utilizados na produção de implantes ortopédicos.

**Tabela 2-2 – Principais processos de engenharia e rugosidades de acordo com a norma DIN 4766 (Davim, 2008)**

Processo	Ra ( $\mu\text{m}$ )
Fundição em areia	12.5 - 50
Forjamento	0.8 - 25
Corte (serra)	1.6 – 12.5
Torneamento	0.2 – 50
Furação	1.6 - 25
Fresagem	0.4 – 25
Retificação	0.012 – 6.3
Polimento	0.012 – 0.4
Super-acabamento	0.006 – 1.6

Uma comparação da rugosidade entre os componentes de engenharia e de bioengenharia é mostrada na Tabela 2-3. Os valores típicos de rugosidade Ra dos principais materiais, utilizados na zona funcional da articulação artificial, ou seja cabeça da prótese e componente umeral, são apresentados na Tabela 2-4.

**Tabela 2-3 – Valores de rugosidade entre componentes de engenharia e bioengenharia (Jin *et al.*, 2006)**

Componente	Ra ( $\mu\text{m}$ )
Mancal de uma turbina	0.12 – 1.2
Rolamento numa caixa de engrenagem	0.05 – 0.3
Engrenagem de um motor	0.25 – 1
Cartilagem articular	1 – 6
Endopróteses (metal)	0.005 – 0.025
Endopróteses (plástico)	0.1 – 2.5

Tabela 2-4 – Rugosidade Ra dos principais materiais utilizados na zona funcional (Mattei *et al.*, 2011)

Material	Ra ( $\mu\text{m}$ )
Polietileno (UHMWPE)	0.1 – 2.5
Aço inoxidável	0.01 – 0.05
Liga CoCrMo	$\approx$ 0.001

Por sua vez, não foram encontrados valores de rugosidade relativos à parte não funcional dos componentes, nomeadamente haste e pinos de inserção. No entanto, Charnley, em 1970, (Charnley, 1970) abordou a questão da rugosidade superficial na estabilidade da haste, afirmando que “... não há necessidade de tornar áspera a superfície da haste, na esperança de aumentar a ligação mecânica entre o metal e o cimento”.

Anos mais tarde, Norman *et al.* (2001), afirmaram que “estudos clínicos recentes relatam que hastes polidas possuem um melhor desempenho do que hastes rugosas” e que “uma haste polida não é prejudicial, podendo ser vantajoso”.

Crowninshield *et al.* (1998), concluíram que a superfície de implantes mais suaves, apesar de terem uma maior probabilidade de movimento e de possuírem uma força de fixação inferior na interface cimento-metal, estas causam uma menor geração de detritos durante o movimento, quando comparadas com hastes mais ásperas. Também afirmaram que “a descolagem da haste deve-se, em parte, à rugosidade da superfície do metal”.

## 2.9 Síntese

As próteses articulares estão expostas às características bioquímicas e dinâmicas do corpo humano e o seu projeto é determinado pelas condições fisiológicas desse ambiente (Rodrigues, 2013). Nem todos os materiais são biologicamente aceites pelos tecidos que estão em contacto com eles. Deste modo, os biomateriais utilizados para o fabrico de implantes devem suportar as características ambientais do corpo humano e exibir biocomportamentos aquando do contacto com os tecidos (Gutierrez *et al.*, 2006).

Geralmente, as próteses utilizadas na artroplastia do ombro são de origem metálica e polimérica. No caso dos metais, a sua aplicabilidade deve-se à excelente combinação de propriedades mecânicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade com o tecido ósseo. No entanto, existem aspetos a ter em conta como, por exemplo, a vida útil de cada material após a implantação. Assim, o aço inoxidável é remetido para dispositivos temporários, enquanto as ligas de titânio e cobalto-crómio para implantes mais duradouros.

Ao contrário dos metais, a utilização dos polímeros deve-se principalmente à facilidade de fabrico e à disponibilidade de diferentes formas. O polietileno, nomeadamente o UHMWPE, com as suas propriedades de alta resistência à abrasão, elevada resistência ao impacto, biocompatibilidade, faz com que seja utilizado para espaçar e auxiliar a articulação. Por sua vez, o PMMA é geralmente

utilizado como cimento ósseo, devido à sua semelhança com o osso. Estas propriedades fazem destes polímeros, os mais indicados para implantes médicos.

Atualmente, a maioria das próteses articulares utilizadas na artroplastia do ombro não são constituídas por um único componente. Estão disponíveis um grande número de componentes, com diversas formas e em diferentes tipos de materiais, que se interligam entre si e possibilitam uma variedade de formas de ombros. A prótese utilizada na artroplastia total do ombro é constituída por uma haste, um pescoço de ligação e uma cabeça, geralmente em metal, e ainda um componente em polietileno que é colocado na omoplata, nomeadamente na cavidade glenoidal, com o objetivo de articular e diminuir o atrito.





### 3 Metodologia e Procedimentos experimentais

Neste capítulo, pretende-se abordar os instrumentos de trabalho utilizados de modo a concretizar a fabricação da prótese utilizada na artroplastia total do ombro. Deste modo, é selecionado o tipo de prótese, os *softwares* utilizados, o centro de maquinagem, os materiais a maquinar e as ferramentas de corte utilizadas. Ainda se aborda o acabamento e a análise das superfícies maquinadas.

#### 3.1 A prótese anatómica

O modelo de prótese utilizado neste trabalho foi o modelo desenvolvido pela empresa americana *Zimmer*<sup>®</sup>. Esta empresa, fundada em 1927, em Warsaw no estado do Indiana (EUA), dedicava-se à produção de talas em alumínio e componentes ortopédicos. No seu primeiro ano de atividade superou todas as expectativas e liderava o mercado (Zimmer, 2014).

Hoje, a *Zimmer*<sup>®</sup> projeta, desenvolve, fabrica e comercializa produtos ortopédicos para, substituição da articulação, traumatologia, coluna vertebral, medicina dentária e soluções biológicas para a reparação da cartilagem e no tratamento de doenças artríticas. A *Zimmer*<sup>®</sup> é líder mundial e a principal marca de referência no mercado ortopédico.

A prótese anatómica é um sistema único, concebido individualmente e especificamente para cada paciente. A sua modularidade e *design*, permite a reconstrução exata reproduzindo a articulação e assim melhorar a cinemática do ombro. A fim de reconstruir a extremidade proximal do úmero anatomicamente, é necessário reproduzir o formato e a orientação da cabeça com precisão (Figura 3-1).

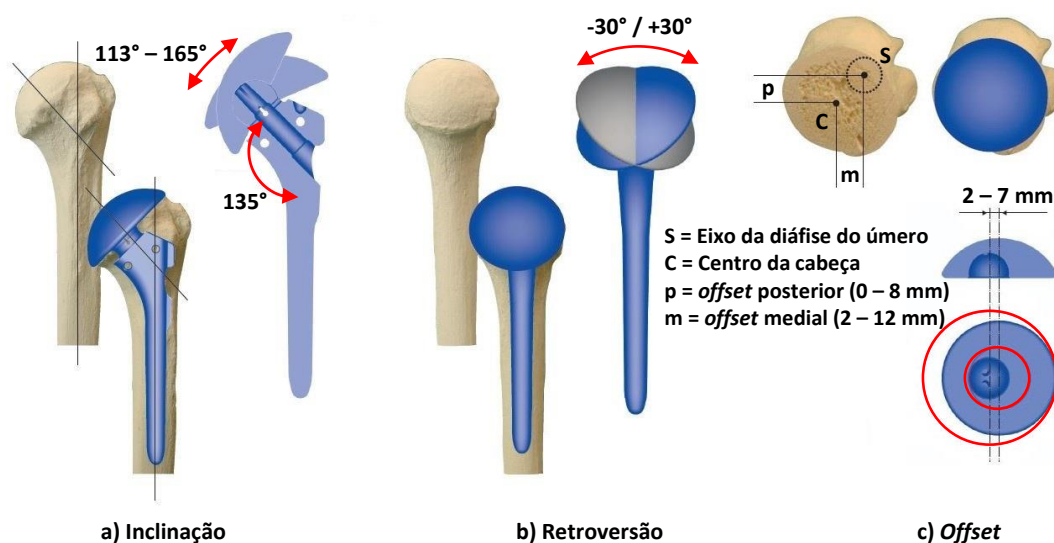


Figura 3-1 – Características modulares das próteses totais anatómicas (adapt. (Zimmer, 2010))

### 3.1.1 Seleção da prótese

As soluções para a artroplastia do ombro disponíveis pela empresa *Zimmer*<sup>®</sup> são (Zimmer, 2014):

- Prótese total anatômica;
- Prótese total inversa anatômica;
- Prótese parcial anatômica.

Estas próteses podem ser fixas de acordo com os métodos já abordados anteriormente.

Dada a gama disponível, a escolha da prótese a modelar e maquinar, recai sobre a prótese total anatômica, de construção modular e com fixação cimentada. As suas dimensões são normalizadas e são fornecidas pelo fabricante através de catálogos *online*. Como se pode ver na Figura 3-2, a prótese utilizada na artroplastia total do ombro compreende no seu conjunto, um componente para o úmero e outro para a glenoide. A componente do úmero é dividida em cabeça, com uma ligação ou pescoço e uma haste (Zimmer, 2010).

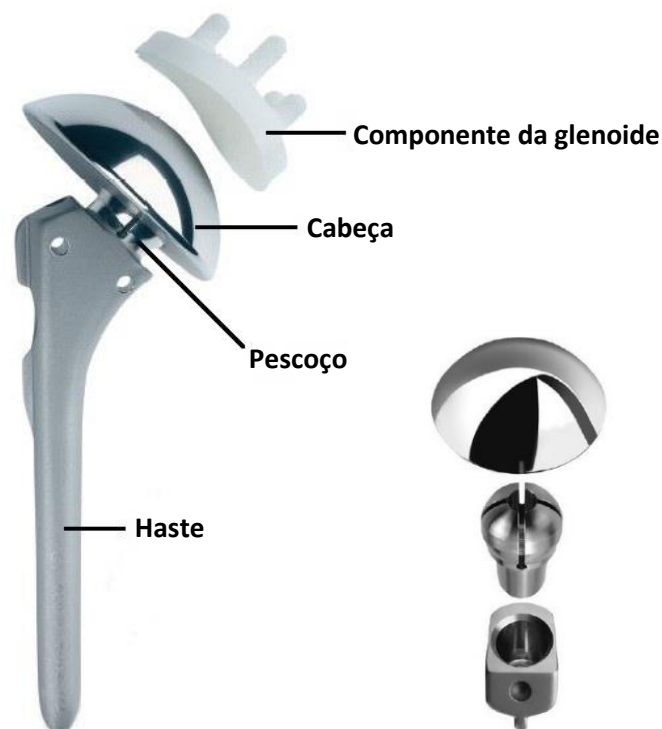


Figura 3-2 – Prótese anatômica do ombro e os seus componentes (Zimmer, 2010)

#### 3.1.1.1 Componente umeral

A haste é um sistema único especificamente concebido para cada paciente. A fim de reconstruir o úmero proximal é necessário reproduzir o tamanho e a orientação da cabeça com precisão. Com a opção de cabeça removível, permite à prótese da cabeça do úmero ser ajustada para a posição anatômica (Zimmer, 2010).

A Tabela 3-1 mostra as opções de hastes possíveis para este modelo, enquanto a Tabela 3-2 exhibe a gama de cabeças disponíveis.

Tabela 3-1 – Dimensões da haste umeral cimentada (adapt. (Zimmer, 2006))

Haste	Haste Umeral Cimentada c/ substituição de cabeça	Haste <i>Standard</i>	Haste Longa <i>Standard</i>
		7 x 100 mm	7 x 200 mm
		9 x 110 mm	9 x 210 mm
		12 x 110 mm	12 x 210 mm
		14 x 110 mm	14 x 210 mm

Tabela 3-2 – Especificação das dimensões da cabeça utilizada na prótese umeral (adapt. (Zimmer, 2010))

Cabeça hemisférica	Diâmetro – D (mm)	40	42	44	48	50	52
	Altura – H (mm)	14	15	16	17/20	18/21	19/23

Para a modelação 3D selecionou-se a haste *standard* 12x110 mm e a cabeça D44 H16. Ou seja, é um implante em que a haste possui 110 mm de comprimento e 12 mm de diâmetro, com uma cabeça de 44 mm de diâmetro e 16 mm de altura.

### 3.1.1.2 Componente da glenoide

A componente da glenoide tem como objetivo principal reproduzir o mais próximo possível a mobilidade natural, o equilíbrio e a estabilidade da articulação. A gama de tamanhos corresponde à anatomia do paciente e estão disponíveis nos modelos:

- *Pegged e Keeled*, (pinos ou em navalha) (Figura 3-3 a)) (Figura 3-3 b)) (Zimmer, 2007);
- *Trabecular Metal™ Glenoid*, com metal *Trabecular™* (Figura 3-3 c)) (Zimmer, 2009).



Figura 3-3 – Componentes da glenoide (Zimmer, 2007)

Os dois primeiros componentes, representados na Figura 3-3 a) e Figura 3-3b), são fixos com recurso a cimento ósseo. Por sua vez o terceiro componente, representado na Figura 3-3 c), está

preparado para que a fixação seja feita biologicamente. No entanto, este poderá receber uma quantidade mínima de cimento para assegurar a estabilidade inicial do implante.

O *design* da superfície articular da glenoide terá que assegurar uma zona central conforme (Figura 3-4). Esta conformidade ajuda a garantir a estabilidade em toda a amplitude de movimentos e reduz a carga e o desgaste de todo o conjunto. Estes componentes estão disponíveis para todas as gamas de tamanho de cabeças umerais (Zimmer, 2007).

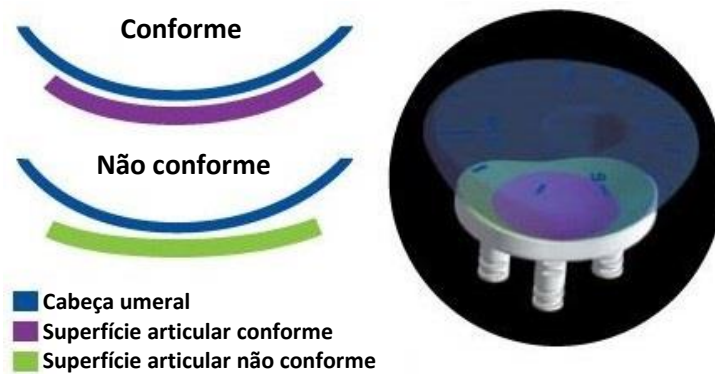


Figura 3-4 – Conformidade variável entre a componente da articulação glenoumeral e a cabeça da prótese (adapt. (Zimmer, 2007))

O componente da glenoide selecionado para a modelação 3D foi o modelo *Pegged* que está representado na Figura 3-5. Por análise visual do componente, verificou-se que este possui forma de uma concha. O seu interior é uma superfície curva relativamente rasa e no seu exterior possui três pinos cuja função é a de ligação com a cavidade da glenoidal. A superfície interior foi modelada para articular com a cabeça hemisférica do componente anterior, D44H16 (Tabela 3-2) (Zimmer, 2011).

Estes componentes existem no mercado com outras formas e outros tamanhos, que abrangem todas as gamas de tamanhos de cabeças umerais (Zimmer, 2007).



Figura 3-5 – Implante *Pegged* (Zimmer, 2007)

## 3.2 Modelação CAD

### 3.2.1 CATIA®

A modelação dos componentes protéticos para o ombro foi realizada com recurso ao *software* CATIA® – *Computer Aided Tridimensional Interactive Application*. O CATIA® é um *software* CAD que aborda a modelação 3D de sólidos, fórmulas e variáveis, montagem dos componentes com análise de interferência, criação de família de peças e detalhamento 2D paramétrico dos modelos e conjuntos criados.

O aparecimento do CATIA® remonta à década de 60, quando a indústria aeronáutica se deparava com algumas necessidades na conceção das aeronaves. Foi então, pela mão da *Avions Marcel Dassault* (AMD) em 1967, que se iniciou o desenvolvimento de um *software* que representasse as formas exteriores de um avião (Bernard, 2003).

Atualmente está disponível no mercado a sexta versão do produto. No entanto, para a realização desta dissertação, utilizou-se a versão cinco, CATIA V5R19.

O CATIA® é uma ferramenta que engloba todas as áreas de desenvolvimento do produto, tais como o desenho assistido por computador (CAD), o fabrico assistido por computador (CAM) e a engenharia assistida por computador (CAE) e é adequado para qualquer indústria no ramo da engenharia e metalomecânica, atendendo às necessidades de produção. O ambiente *Part Design* do *software* (Figura 3-6 e Figura 3-7) permite a moldação dos componentes individualmente, sendo que estes são unidos e interligados entre si a partir do ambiente *Assembly Design* (Figura 3-8). Esta funcionalidade permite aprimorar o projeto, potenciando uma melhoria na produtividade e na competitividade.

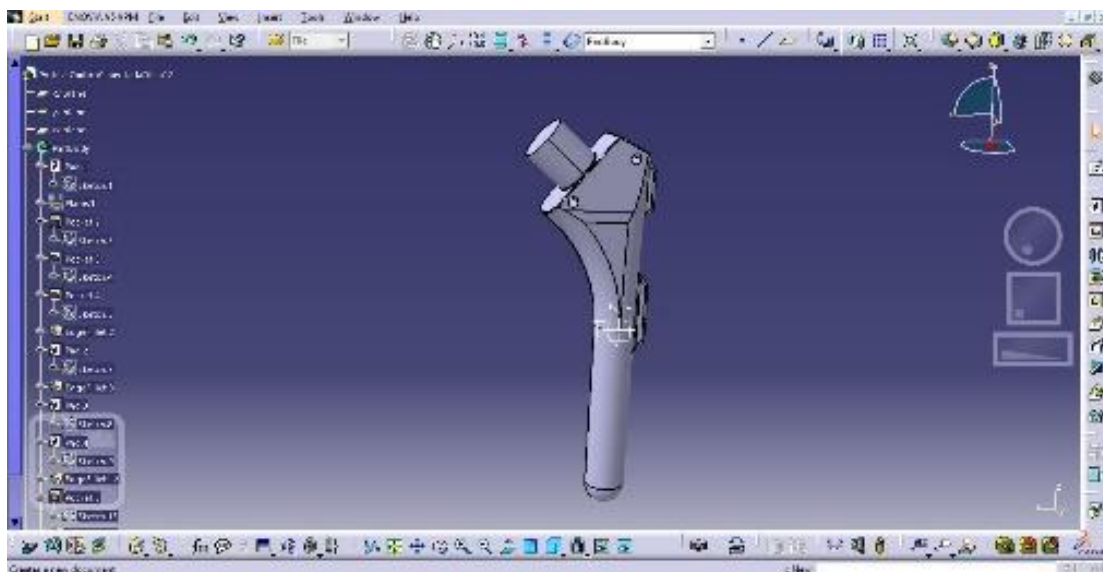


Figura 3-6 – Ambiente *Part Design* para a haste umeral (*software* CATIA®)

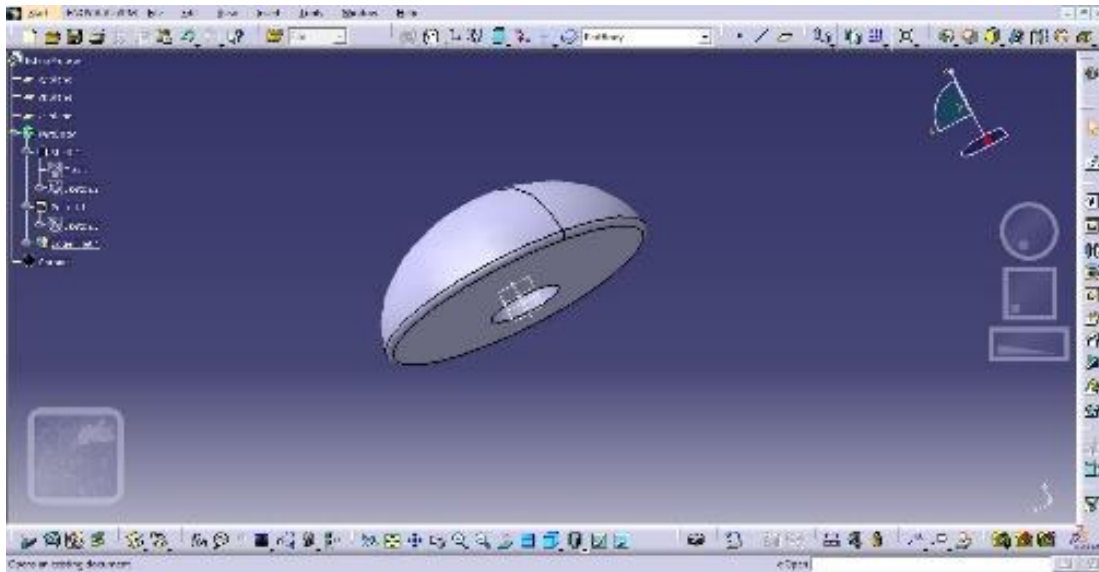


Figura 3-7 – Ambiente *Part Design* para a cabeça hemisférica (software CATIA®)

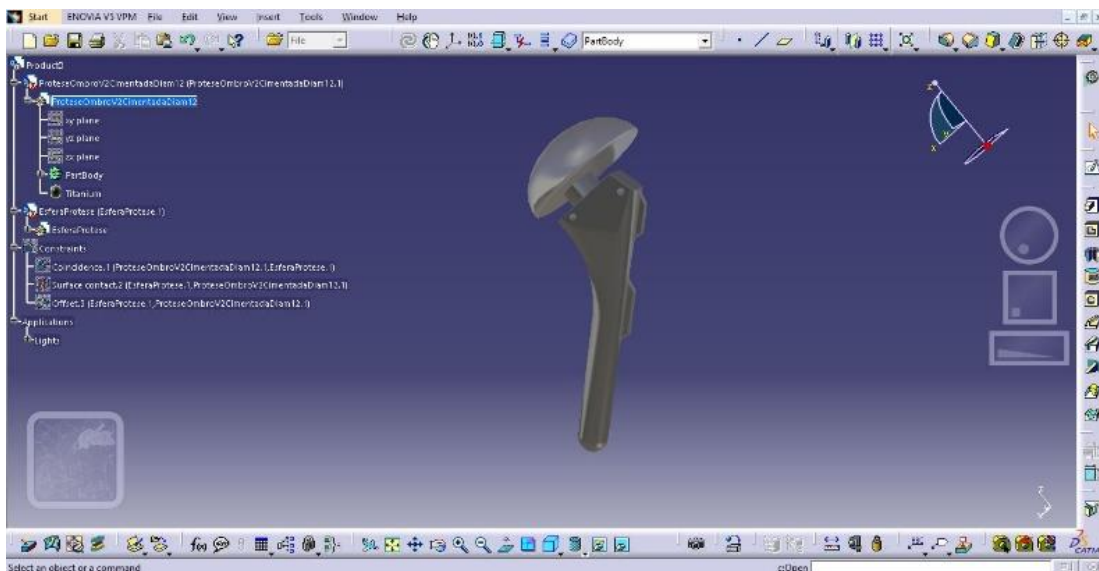


Figura 3-8 – Ambiente *Assembly Design* do software CATIA®

### 3.3 Maquinagem CAM

#### 3.3.1 Mastercam®

O Mastercam® é um *software* CAD/CAM que vem sendo desenvolvido desde os anos 80 pela empresa norte americana *CNC Software, Inc.* Este foi desenvolvido com o propósito de ser um sistema CAM barato e de fácil utilização, capaz de resolver problemas de projeto e de maquinagem CNC (*CNC Software, 2014*).

O Mastercam® oferece um leque de soluções a *designers* e programadores, sendo capaz de satisfazer as mais exigentes empresas nas áreas da metalomecânica, moldes, cunhos e cortantes, madeira, entre outras. Na sua biblioteca inclui módulos de *design* (2D, 3D, superfícies, sólidos,

cotagem), fresagem (2, 3, 4 e 5 eixos, e a alta velocidade), torneamento (multi-bucha e multi-torreta), erosão a fio (2 e 4 eixos), corte a plasma e lasers, *Moldplus* e *ElectrodeMaker* (utilitários para moldes) e *AutoMold* (projetos 2D e 3D de moldes).

O Mastercam® continua a expandir-se para novos mercados e tecnologias, devido à sua versatilidade e simplicidade de utilização. Nos dias que correm, o Mastercam®, é o sistema CAD/CAM mais utilizado em todo o mundo (CNC Software, 2014). Em Portugal é representado pela *GrandeSoft, Lda.* Apesar de já existir uma nova versão, nesta presente dissertação, foi utilizada a versão de *software X7*, Mastercam® X7.

As Figuras 3-9 e 3-10 mostram o ambiente CAM do Mastercam®, durante o desenvolvimento das estratégias, para os componentes utilizados na artroplastia total do ombro.

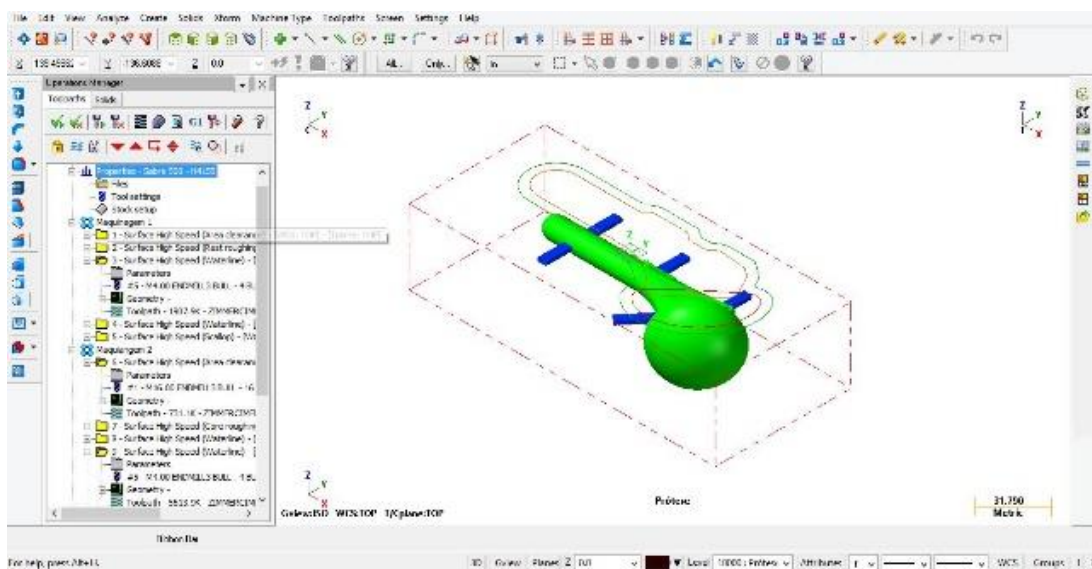


Figura 3-9 – Ambiente CAM do componente umeral (*software Mastercam®*)

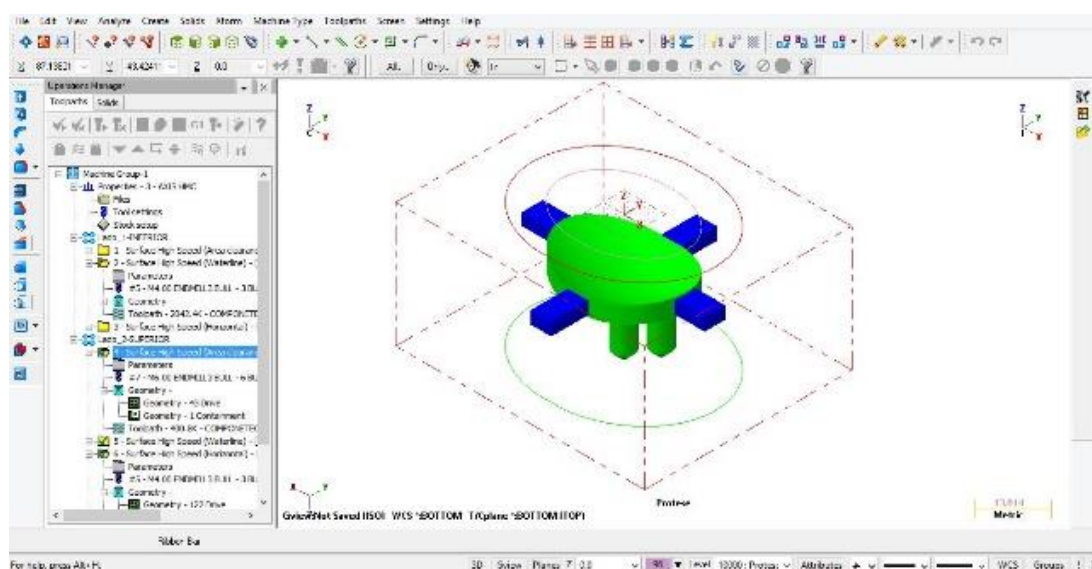


Figura 3-10 - Ambiente CAM do componente da glenóide (*software Mastercam®*)

### 3.3.2 Centro de maquinagem e Ferramentas de corte utilizadas

A maquinagem, do presente trabalho, realizou-se na oficina do centro de formação CENFIM em Oliveira de Azeméis. O centro de maquinagem, representado na Figura 3-11, é definido como fresadora CNC do tipo vertical, com quatro eixos (três eixos de avanço e um rotativo em torno de X) e controlador HEIDENHAIN. Este centro de maquinagem atinge a rotação máxima de 8000 rpm, possui um armazém do tipo tambor horizontal com 21 ferramentas e um volume de trabalho de 500x500x500 mm<sup>3</sup>.



Figura 3-11 – Centro de maquinagem *Cincinnati - Sabre 500* (cortesia CENFIM - Núcleo Oliveira de Azeméis)

A Figura 3-12 mostra as ferramentas de corte utilizadas nos respetivos cones porta-ferramenta de sistema de acoplamento SK. Estas ferramentas são montadas fora da área de trabalho, sendo posteriormente colocadas no armazém de ferramentas da máquina. Deste modo, as ferramentas utilizadas em associação com o centro de maquinagem foram:

- Fresa de pastilhas  $\varnothing 16$ , com 2 pastilhas de corte (Figura 3-12 a));
- Fresa de topo  $\varnothing 6$ , com raio de ponta 0.5 mm e 2 navalhas de corte (Figura 3-12 b));
- Fresa de topo  $\varnothing 5$ , com raio de ponta 0.5 mm e 2 navalhas de corte (Figura 3-12 c));
- Fresa de topo  $\varnothing 4$ , com raio de ponta 0.5 mm e 2 navalhas de corte (Figura 3-12 d));
- Fresa de topo esférico  $\varnothing 2$ , com raio de ponta 1 mm e 2 navalhas de corte (Figura 3-12 e));
- Broca de ponto  $\varnothing 10$ , com 2 navalhas de corte (Figura 3-12 f));
- Broca helicoidal  $\varnothing 3$  (Figura 3-12 g)).

A fresa de  $\varnothing 16$ , representada na Figura 3-12 a), utiliza pastilhas revestidas com o designado comercialmente por TIN21, que é constituído por nitreto de titânio (TiN), meitnério (Mt),



carbonetos de titânio (TiC), azoto (N) e alumina ( $Al_2O_3$ ), que no seu conjunto formam o revestimento TiN-Mt TiCN- $Al_2O_3$  e são obtidas por CVD (CANELA, 2014). As fresas inteiriças de navalhas (Figura 3-12 b) a e)) são fabricadas em carbonetos sinterizados ou metal duro e, segundo a classificação ISO, são de classe K10. Por sua vez, a broca de ponto e a broca helicoidal são fabricadas em aço rápido (HSS).

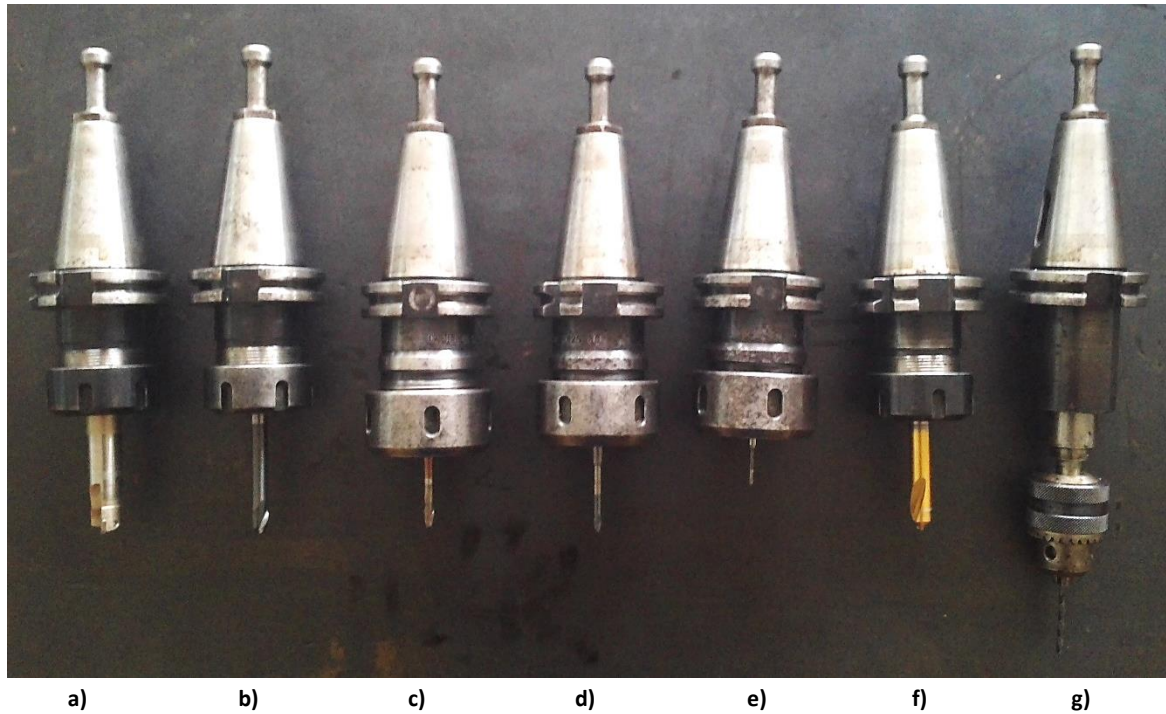


Figura 3-12 – Ferramentas utilizadas nos respectivos cones porta-ferramentas SK

### 3.3.3 Material para maquinagem

Neste trabalho, utilizaram-se dois materiais de natureza diferente. Utilizou-se um aço inoxidável austenítico AISI 316 e um polímero termoplástico PE-500. Estes materiais, não sendo os utilizados na conceção de próteses, aproximam-se bastante a essa realidade.

A composição química e as propriedades do aço inoxidável AISI 316 estão descritas na Tabela 3-3 e 3-4, respetivamente.

O polietileno PE-500 é um polímero de alta densidade (HMW) e com peso molecular de 500 g/mol. Este material possui um baixo coeficiente de atrito e uma excelente maquinabilidade, boa resistência mecânica e ao corte e boa resistência ao impacto, sendo apropriado para aplicações mecânicas (Lanema, 2014). Na Tabela 3-5 podem ser observadas algumas propriedades físicas e mecânicas do polietileno PE-500.

Neste presente trabalho foram realizados pré-testes de maquinagem. Estes têm o objetivo de experimentar, verificar e avaliar pormenores e comportamentos da maquinagem. Os pré-testes de maquinagem foram realizados usando polietileno PE-500.

Tabela 3-3 – Composição química do aço inoxidável AISI 316 (Ramada, 2014)

Elemento	C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni	P	S
%	≤ 0.08	≤ 1.00	≤ 2.00	17.50	2.50	12.00	≤0.045	≤0.030

Tabela 3-4 – Principais propriedades físicas e mecânicas do aço inoxidável AISI 316 (Ramada, 2014)

Propriedade	Unidades	Aço Inoxidável AISI 316
Estrutura	---	Austenítico
Estado	---	Recozido
Densidade	g/cm <sup>3</sup>	7.90
Coefficiente de <i>Poisson</i>	---	0.27 – 0.30
Módulo de elasticidade	GPa	193
Resistência à tração	MPa	515
Tensão de cedência	MPa	205 - 240
Extensão à rotura (em 50 mm)	%	40
Dureza Rockwell	HRB	95

Tabela 3-5 – Principais propriedades físicas e mecânicas do polietileno PE-500 (Matweb, 2014)

Propriedade	Unidades	Polietileno PE-500
Densidade	g/cm <sup>3</sup>	0.95
Resistência à tração	MPa	27
Extensão à rotura	%	≥600
Extensão à cedência	%	9
Módulo de elasticidade	GPa	1.20
Coefficiente de fricção	---	0.20
Dureza	Shore D	65

## 3.4 Acabamento e Análise das superfícies maquinadas

O acabamento da superfície é um critério importante de caracterização da maquinagem. Deste modo, para um bom acabamento das superfícies procede-se a um processo mecânico de maquinagem por abrasão, o polimento.

A análise das superfícies maquinadas podem ser determinadas por diversos métodos, sendo que o mais utilizado é a medição da rugosidade.

### 3.4.1 Polimento

O polimento é um processo de acabamento mecânico por abrasão no qual a ferramenta é constituída por um ou mais discos, ou escovas revestidas por um abrasivo. Estes tecidos, dependendo do polimento, podem ser de sisal, tecido (feltro) ou algodão. As peças podem ser

aproximadas aos discos de polimento de forma manual ou com recurso a processos automáticos (Completo, Festas and Davim, 2009).

De um modo geral, para um polimento é necessário, inicialmente um meio abrasivo (escovas), seguindo-se um agente polidor abrasivo (sabão ou massa de polir) e, para finalizar, é aplicado uma cera que confere à peça o efeito brilhante.

Além das melhorias estéticas, o polimento pode destinar-se à eliminação de rebarbas e pequenas imperfeições, conferindo à peça um aspeto liso e com reduzida rugosidade.

O polimento concedido às peças do presente trabalho, foi realizado na empresa SILAMPOS – Sociedade Industrial de Louça Metálica Campos S.A. numa máquina de polir manualmente com duas cabeças. Esta máquina consiste num motor com dois veios de saída e atinge uma rotação máxima de 2900 rpm. Uma dessas cabeças utiliza uma escova de sisal cuja função é romper imperfeições, enquanto a outra utiliza uma escova de algodão cuja função é atribuir o polimento e efeito brilhante. Foi utilizado agente abrasivo em forma sabão. A máquina encontra-se representada na Figura 3-13.

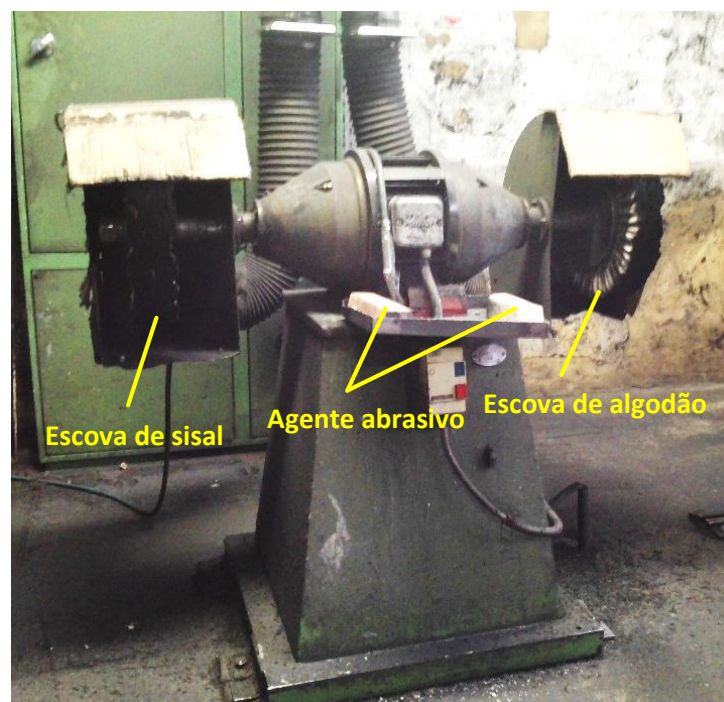


Figura 3-13 – Máquina de polir (cortesia SILAMPOS – Sociedade Industrial de Louça Metálica Campos S.A.)

### 3.4.2 Análise das superfícies maquinadas

A rugosidade é um parâmetro importante que tem grande influência no comportamento e na funcionalidade dos componentes.

A análise das superfícies maquinadas foi efetuada com o equipamento Hommel *Tester*<sup>®</sup> T1000, que é um rugosímetro constituído por duas unidades principais e uma secundária (Figura 3-14). A

unidade principal é constituída por uma unidade de apalpação com agulha de diamante e uma unidade de processamento de dados com ecrã e impressora. A secundária consiste num computador onde é possível realizar a monitorização e aquisição de dados através do *software Turbo Datawin*<sup>®</sup>. A unidade de apalpação e os componentes a medir são colocados numa plataforma nivelada.

O parâmetro de rugosidade medido, a rugosidade média aritmética ( $R_a$ ), respeita as normas DIN 4768 e ISO/DIS 4287/1E. A medição dos parâmetros de rugosidade  $R_a$  foi efetuada no sentido perpendicular às estrias resultantes do processo de corte. Utilizou-se um filtro RC com comprimentos de palpagem ( $L_t$ ) de 1.50 mm e um comprimento base (*cut-off*) de 0.25 mm de acordo com a norma ISO/DIS 4287/1E. O rugosímetro tem uma resolução máxima de 0.01  $\mu\text{m}$ .

A rugosidade aritmética ( $R_a$ ) é a média aritmética da distância de cada ponto do perfil de rugosidade em relação à linha média, dentro do percurso de medição. Os valores de rugosidade foram medidos, antes e após o polimento das superfícies maquinadas em ambos os componentes finais.

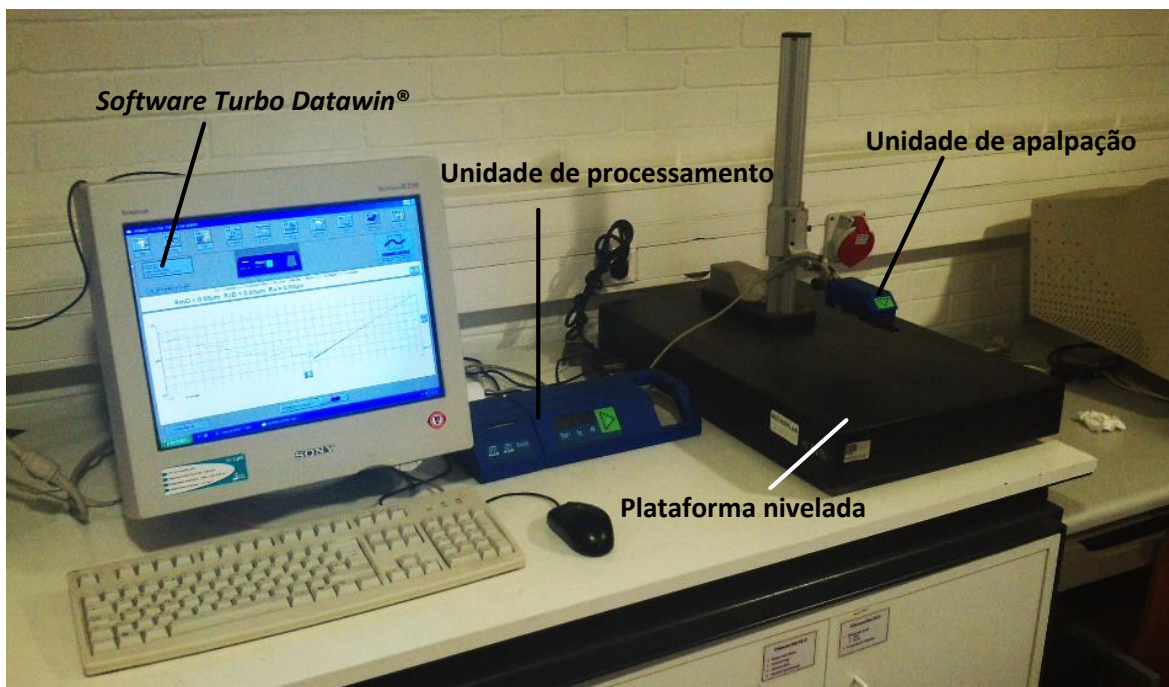


Figura 3-14 – Equipamento para medição da rugosidade (cortesia Universidade de Aveiro)

## 4 Modelação, Simulação da Maquinagem e Pré-testes de Maquinagem

Neste capítulo, é detalhada a modelação CAD 3D dos componentes constituintes da prótese total anatómica do ombro, bem como a programação CAM e as suas estratégias de maquinagem, tendo em conta o tempo de maquinagem, as ferramentas de corte e o número de apertos necessários para maquinar os componentes.

A maquinagem dos componentes foi realizada no centro de formação CENFIM em Oliveira de Azeméis. Para a maquinagem utilizou-se somente os três eixos do centro de maquinagem CNC.

### 4.1 Prótese total anatómica – Componente umeral

#### 4.1.1 Modelação

A componente umeral para a modelação foi simplificada. Para tal, procedeu-se à modelação de um monobloco com os dois componentes, a haste e o pescoço e uma outra com a cabeça.

A modelação da haste da componente umeral foi dividida em duas regiões. A região superior assemelha-se a uma secção retangular, que se liga a uma região inferior de secção circular na sua extensão.

Depois de iniciar um novo projeto, começou-se por esboçar a região superior, uma superfície retangular sólida, com o comando *Pad*. Este é um comando de construção que permite criar peças 3D a partir de uma geometria previamente criada. Seguiu-se a aplicação do comando *Pocket* a fim de ajustar a geometria criada à forma do componente. Este comando é o inverso do comando *Pad*, ou seja, em vez de acrescentar, este vai retirar material a partir de um perfil geométrico previamente concebido. Por fim, de modo a suavizar a junção entre a região superior e a inferior, aplicou-se o comando *Edge Fillet*. Este comando permite criar um raio ao longo de uma aresta e desta forma suavizar a transição entre as faces. Os raios utilizados foram de 6 mm (Figura 4-1 a)).

A região inferior é composta por um cilindro de secção constante. Deste modo, recorrendo ao comando *Pad*, criou-se um volume cilíndrico com 12 mm de diâmetro e 55 mm de comprimento. A parte inferior do cilindro é concluída aplicando-lhe, com o comando *Edge Fillet*, um raio de 6 mm (Figura 4-1 b)).

O passo seguinte foi a construção das duas pequenas abas na haste. Estas foram criadas a partir do comando *Pad* e com o comando *Edge Fillet*, com raio de 1 mm, foi-lhe dado o acabamento final. Criou-se também com o comando *Pocket* dois furos, com diâmetro de 3 mm, na região superior da haste. Para a criação do pescoço que liga a cabeça à prótese utilizou-se o comando *Pad* (Figura 4-2).

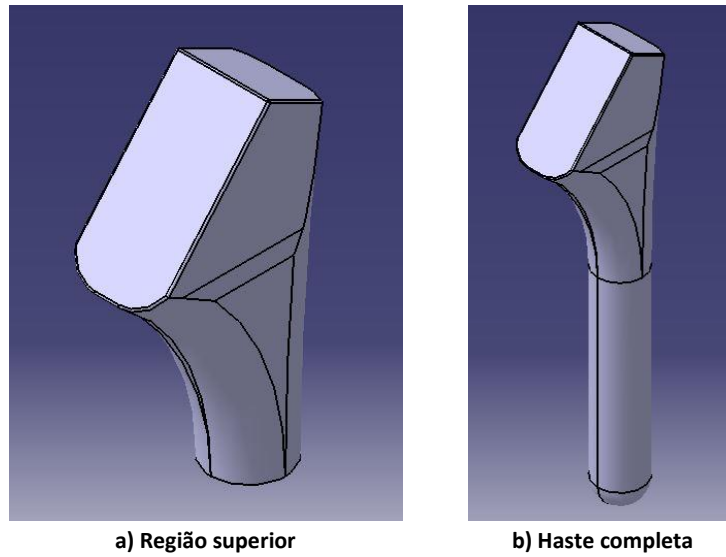


Figura 4-1 – Haste umeral

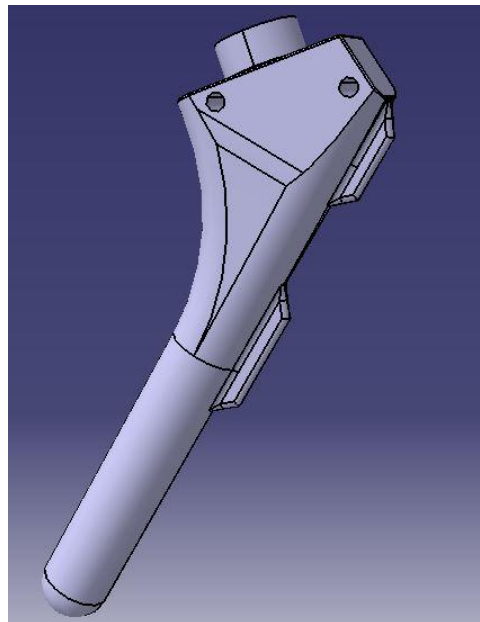
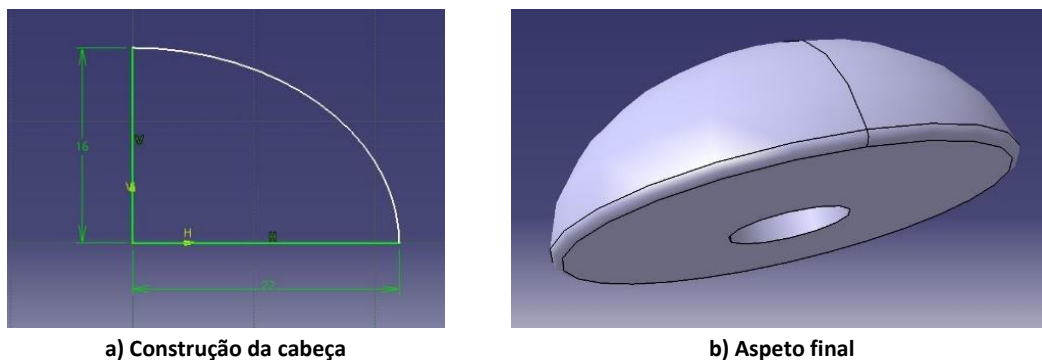


Figura 4-2 – Representação final da haste umeral

Concluída a modelação da haste umeral, recorreu-se ao mesmo *software* para modelar a cabeça da prótese que vai substituir a cabeça do úmero. A cabeça tem a forma aproximada de uma esfera cortada ao meio, ou seja, forma hemisférica.

Então, como se pode ver na Figura 4-3 a), iniciou-se um novo projeto e nele se desenhou parte de uma elipse, com os raios de 22 mm e 16 mm. O passo seguinte foi a aplicação do comando *Shaft* para criar a forma final da cabeça. Este comando cria um sólido por revolução, em torno de uma linha ou eixo seleccionável. A modelação da cabeça terminou quando se realizou na parte inferior, com o comando *Pocket*, um orifício para o acoplamento à haste. Seguiu-se o acabamento com a aplicação do comando *Edge Fillet*, com raio de 1 mm, entre a superfície curva e inferior da cabeça (Figura 4-3 b)).



a) Construção da cabeça

b) Aspeto final

Figura 4-3 – Cabeça da prótese

Finalizada a modelação, procedeu-se à montagem. Para tal, através do modo *Mechanical Design Assembly Design* presente no menu *Start* do CATIA® e recorrendo às ferramentas de montagem e restrições de contacto necessárias, juntaram-se os componentes modelados anteriormente formando um único conjunto, como está ilustrado na Figura 4-4.



Figura 4-4 – Componente umeral assemblada

#### 4.1.2 Maquinagem – Estratégia de corte

Depois da modelação 3D da componente umeral, foi necessário simular a maquinagem. O modelo utilizado para a simulação foi o representado na Figura 4-4. Este representa um monobloco com três elementos que constituem a componente umeral. Independentemente da estratégia adotada e programada no *software* Mastercam®, estas simulam a maquinagem da peça desde o bloco em bruto até à forma final.

Para a maquinagem da componente umeral definiu-se que esta era dividida em duas etapas de maquinagem, em que cada uma das etapas corresponde à face do componente a maquinar. Para este componente, as duas faces maquináveis são iguais, logo utilizam as mesmas estratégias de maquinagem. A maquinagem foi realizada com dois apertos.

De modo a respeitar os objetivos delineados, foi necessário criar apoios e *offsets*, como mostra a Figura 4-5. Os apoios tem como principal objetivo evitar que a prótese se solte do bloco durante o processo de maquinagem. Estes também criam um excedente de material. Após a maquinagem, este remanescente de material é removido com recurso a técnicas manuais de serralharia mecânica. Os *offsets* limitam a área de trabalho de maquinagem, diminuindo o tempo de operação bem como o desgaste das ferramentas de corte.

Os apoios foram criados através das funcionalidades CAD do Mastercam®. Para isso, desenhou-se um retângulo a partir do centro da peça e com o comando *Extrude* conferiu-se volume sólido. Os restantes apoios foram copiados e transladados, utilizando o comando *Translate*, a partir do primeiro apoio criado. Por sua vez, os *offsets* foram criados a partir do comando *Silhouette Boundary* (limite de silhueta)

Como mostra a Figura 4-5, foram criados cinco apoios e quatro *offsets*. A cor azul encontram-se os apoios, a verde o *offset* que engloba toda a peça e é utilizado nas operações de desbaste iniciais. Segue-se o *offset* a cor vermelho e lilás, que abrange a cabeça e corpo da peça, cuja utilidade reside nas operações de acabamento. Finalmente, o *offset* com linha castanha para realização da furação do componente.

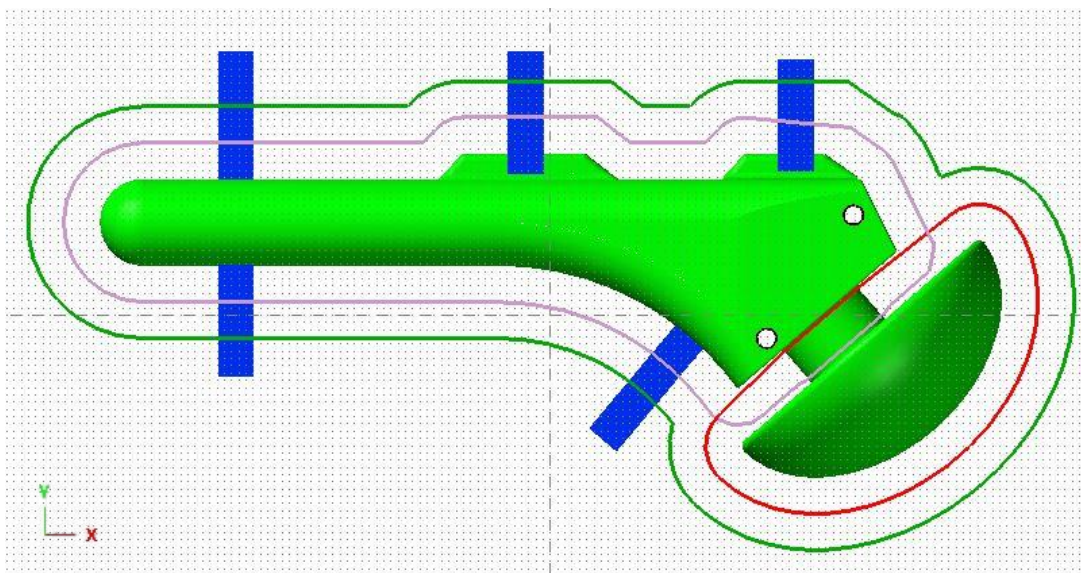


Figura 4-5 – Apoios (a azul) e *offsets* (linha a verde, vermelho, lilás e castanho) do componente umeral

As escolhas das estratégias de maquinagem respeitam fatores e procedimentos fundamentais, tais como, o tempo de maquinagem, o acabamento superficial, a vida útil da ferramenta de corte e o movimento concordante durante o corte. Após alguns testes, obteve-se aquele conjunto de estratégias que satisfazem o maior número de critérios favoráveis. Na Tabela 4-1 encontram-se as



estratégias e valores de corte utilizados. As estratégias são processadas no pós-processador do *software*, formando o programa peça a introduzir no centro de maquinagem CNC. A operação de furação, neste componente, foi realizada de uma vez e foi efetuada após a maquinagem das duas faces.

Tabela 4-1 – Parâmetros de maquinagem para componente umeral

Estratégia	Cor offset	Ferramenta	Diâmetro (mm)	Velocidade avanço (mm/min)	Velocidade rotação (rpm)	Tempo maquinagem (min) <sup>(a)</sup>
S.H.S - <i>Area Clearance</i>	Verde	Fresa de topo direito	16	2000	4200	22
S.H.S - <i>Rest Roughing</i>	Verde	Fresa de topo direito	5	2000	5000	96
S.H.S - <i>Waterline</i> (cabeça)	Vermelho	Fresa de topo direito	4	1200	8000	41
S.H.S - <i>Waterline</i> (haste)	Lilás	Fresa de topo direito	4	2000	8000	77
S.H.S - <i>Scallop</i>	Lilás	Fresa de topo esférico	2	700	8000	90
<i>Simple Drill</i> <sup>(b)</sup>	Castanho	Broca de ponto	10	150	1900	1
<i>Peck Drill</i> <sup>(c)</sup>	Castanho	Broca helicoidal	3	150	1900	1

Nota: (a) Os tempos de maquinagem são os fornecidos pelo *software*. Este cria uma estimativa, tendo em conta os parâmetros de corte definidos. Os valores do tempo de maquinagem são citados por excesso e arredondados à unidade.  
(b)(c) A operação é realizada de uma única vez.

#### 4.1.2.1 *Surface High Speed - Area Clearance*

A estratégia *Area Clearance* é uma estratégia de desbaste amplamente utilizada na remoção de grandes quantidades de material. Esta cria diferentes percursos com diferentes profundidades de corte em Z. Os percursos são criados para maximizar o tempo de contacto entre a peça e a ferramenta, levando à diminuição dos movimentos de retração e posicionamento da ferramenta.

A *Area Clearance* foi a estratégia que melhor se adaptava às necessidades do desbaste inicial. Utilizou-se a fresa de topo direito de diâmetro 16 mm (Figura 4-6).

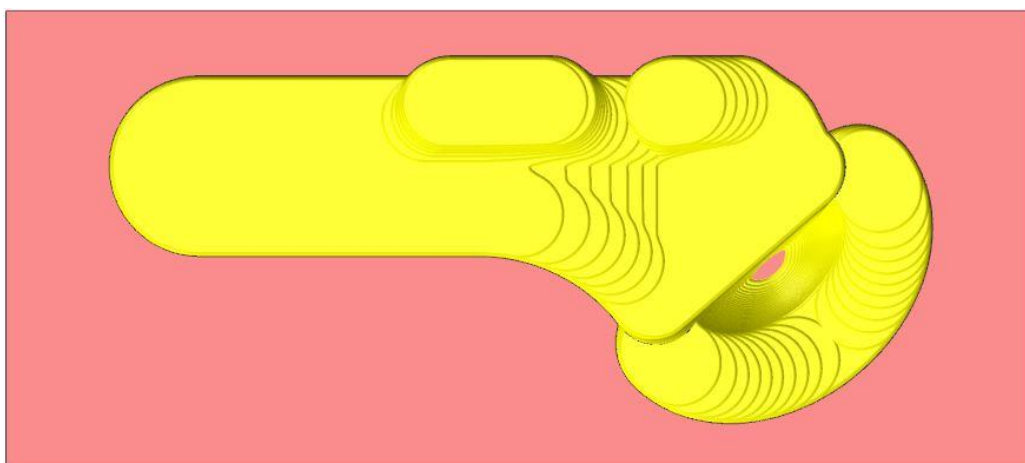


Figura 4-6 – *Surface High Speed - Area Clearance*

#### 4.1.2.2 Surface High Speed - Rest Roughing

O *Rest Roughing* é uma estratégia de desbaste utilizada na maquinagem de núcleos e funciona de modo semelhante à *Area Clearance*. Como operação de desbaste, esta estratégia é especialmente concebida para a maquinagem de núcleos.

Esta estratégia foi utilizada como complemento à anterior, com o objetivo de remover material onde a ferramenta anteriormente usada não conseguiu atuar devido ao seu diâmetro (Figura 4-7). Assim, utilizou-se a fresa de topo direito com diâmetro de 5 mm.

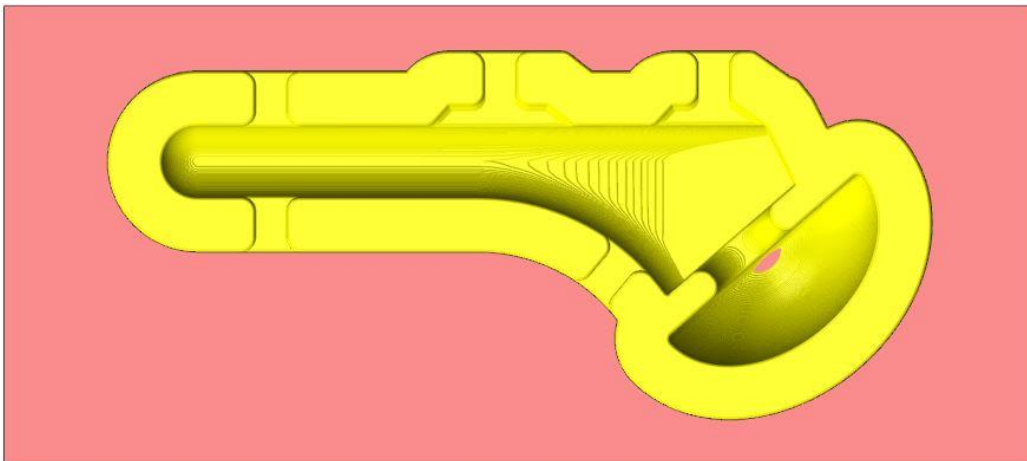


Figura 4-7 – Surface High Speed - Rest Roughing

#### 4.1.2.3 Surface High Speed - Waterline (cabeça)

Após concluídas as etapas de desbaste seguiram-se as operações de pré-acabamento e acabamento. Para o acabamento na zona da cabeça optou-se pela estratégia *Waterline*. Esta estratégia permite a obtenção de uma superfície lisa por toda a sua extensão. Esta região só justificou a operação de acabamento. A Figura 4-8 apresenta o resultado após a sua aplicação. Para a execução desta estratégia utilizou-se a fresa de topo direito de 4 mm de diâmetro.

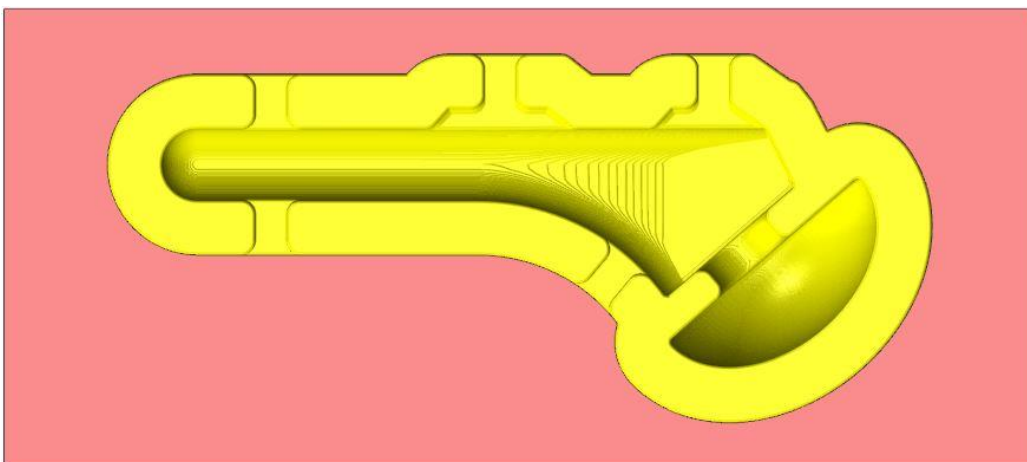


Figura 4-8 – Surface High Speed - Waterline (cabeça)

#### 4.1.2.4 *Surface High Speed - Waterline (haste)*

A mesma estratégia utilizada no acabamento da cabeça é utilizada como pré-acabamento na zona da haste. A ferramenta de corte utilizada foi a fresa de topo direito de diâmetro de 4 mm (Figura 4-9).

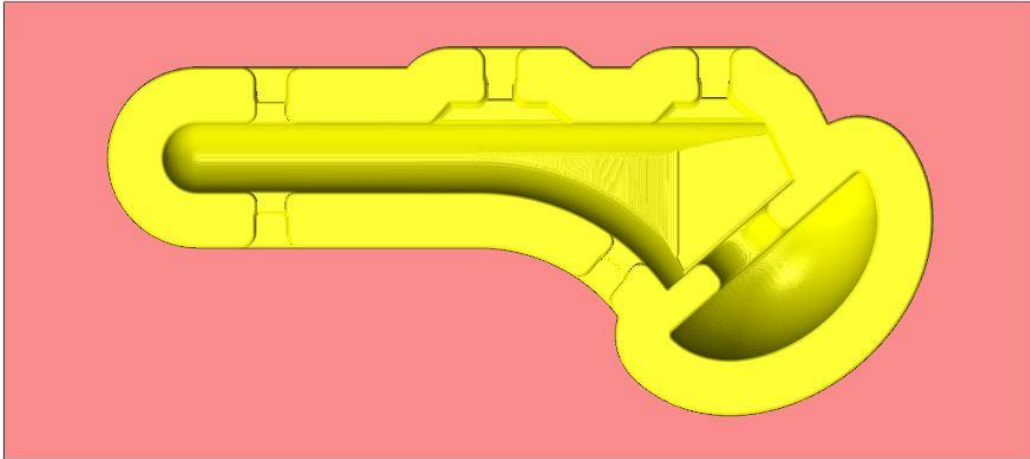


Figura 4-9 – *Surface High Speed - Waterline (haste)*

#### 4.1.2.5 *Surface High Speed - Scallop*

O acabamento na haste é concedido pela estratégia *Scallop*. Esta utiliza valores de corte idênticos na horizontal e vertical, removendo o material deixado pelas estratégias anteriores, criando uma superfície homogênea (Figura 4-10). Para o acabamento da haste foi utilizado uma fresa de topo esférico de 2 mm de diâmetro.

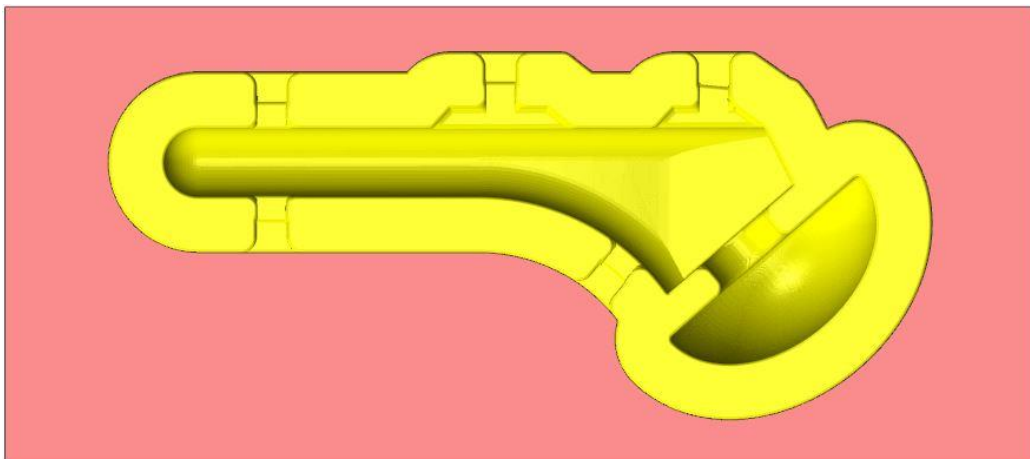


Figura 4-10 – *Surface High Speed - Scallop*

De seguida procedeu-se à maquinagem da outra face. Para tal, no ambiente do Mastercam®, espelhou-se a peça e regenerou-se as estratégias criadas anteriormente. Com este método, não é necessário recriar as estratégias de maquinagem, que por sua vez seriam as mesmas usadas na maquinagem da primeira face. Maquinada a segunda face, procedeu-se à estratégia de furação.

#### 4.1.2.6 Furação *Simple Drill*

Antes da furação propriamente dita é necessário realizar uma operação de pontear. Esta é realizada com recurso a uma broca de ponto, cuja finalidade é executar um pequeno furo para que a broca não se desloque de posição na aproximação e início da furação (Figura 4-11). Para tal, utilizou-se a estratégia *Simple Drill*, com uma broca de ponto de 10 mm. Esta broca tem a particularidade de pontear e de escarear as rebarbas do furo ao mesmo tempo.

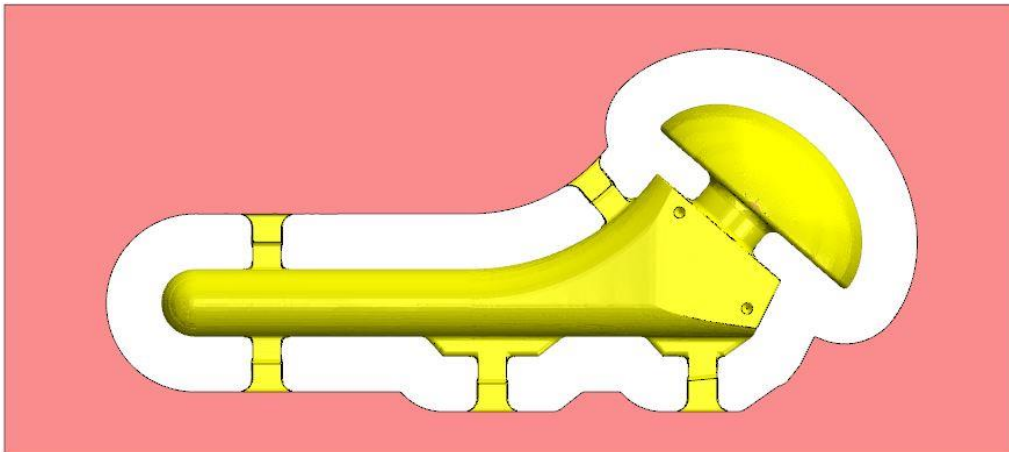


Figura 4-11 – Furação *Simple Drill*

#### 4.1.2.7 Furação *Chip Break*

Depois de pontear, procedeu-se à furação recorrendo à estratégia *Chip Break*. Esta estratégia de furação, executa a retração parcial da ferramenta a cada vez que perfura um novo incremento. Os furos do componente são ambos passantes, ou seja, é um furo que trespassa na totalidade toda a peça (Figura 4-12). A ferramenta utilizada foi a broca helicoidal com 3 mm de diâmetro.

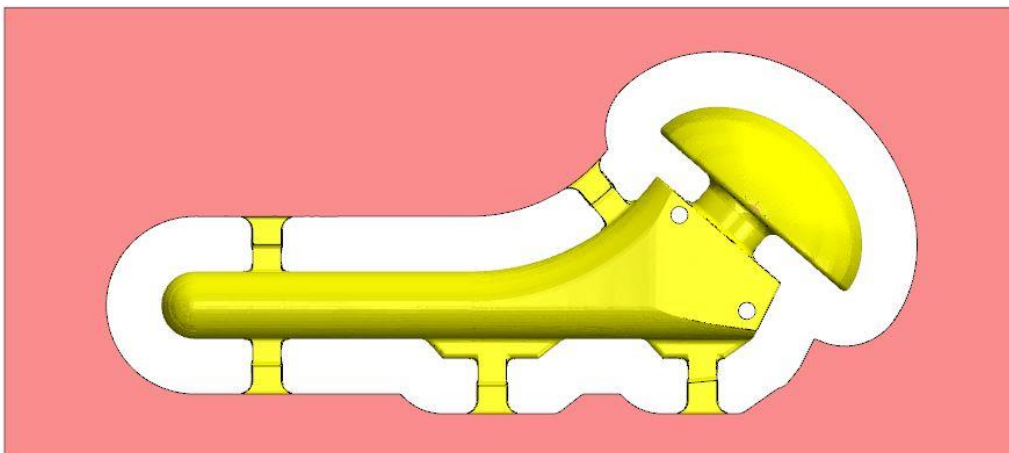


Figura 4-12 – Furação *Chip Break*

A simulação da maquinação ficou terminada, quando se utilizou a ferramenta *Compare* existente no menu *Simulator* do Mastercam®. Esta ferramenta permite comparar as superfícies maquinação pelo simulador com o modelo original (Anexo A: Comparação da simulação). Aplicando as técnicas descritas foi possível visualizar e analisar as estratégias idealizadas para a maquinação.

## 4.2 Prótese total anatómica – Componente da glenoide

### 4.2.1 Modelação

A modelação deste componente foi dividida em duas regiões. A primeira, a região superior, contém uma superfície curva no seu interior relativamente rasa, enquanto a segunda região, a inferior, é constituída por três pinos de ligação e fixação.

Iniciou-se a modelação pela forma geral do componente. Para tal, criou-se uma elipse e recorrendo ao comando *Pad*, concebeu-se a sua forma sólida (Figura 4-13).

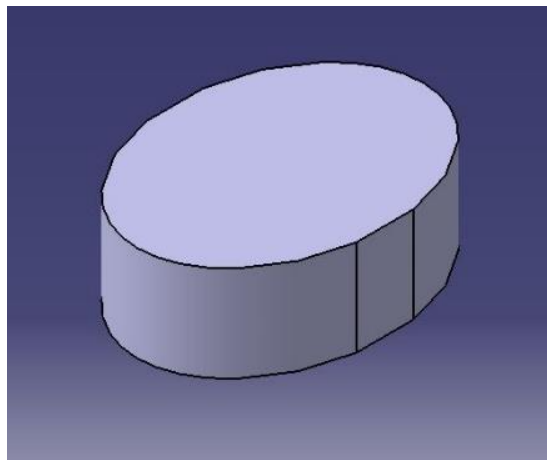
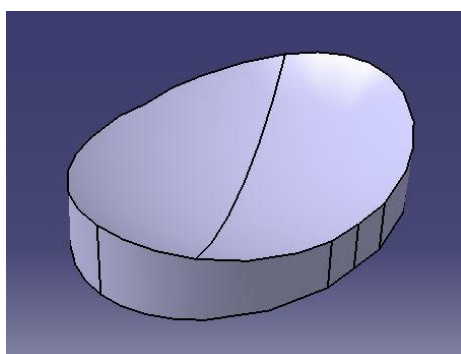
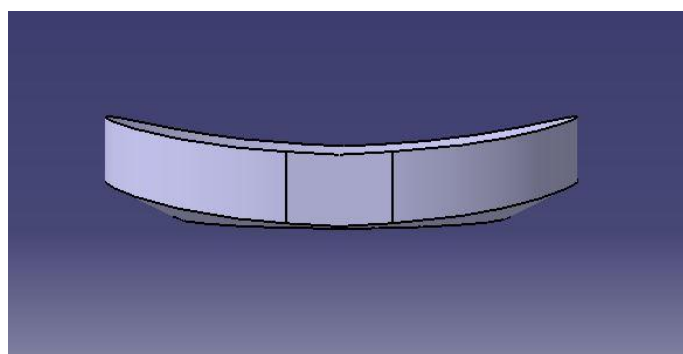


Figura 4-13 – Forma geral do componente da glenoide

Na etapa seguinte, foi criado o perfil na região interior. Este perfil consiste numa superfície curva e foi concretizado com o comando *Groove* (Figura 4-14 a)). O comando *Groove* permite o corte de um perfil no interior de uma superfície sólida, em torno de um eixo. Após a criação da superfície interior e recorrendo ao mesmo comando, criou-se a forma exterior deste componente, como se pode ver na Figura 4-14 b).



a) Região interior



b) Aspeto geral

Figura 4-14 – Componente da articulação glenoumeral

De modo a concluir, procedeu-se à modelação dos três pinos de ligação existentes na região exterior (Figura 4-15). Estes foram obtidos com recurso ao comando *Pad* e tem alturas

compreendidas entre 10 mm e 15 mm. Estes ainda possuem um chanfro, na sua parte mais exterior, que foi realizado com o comando *Chamfer*.

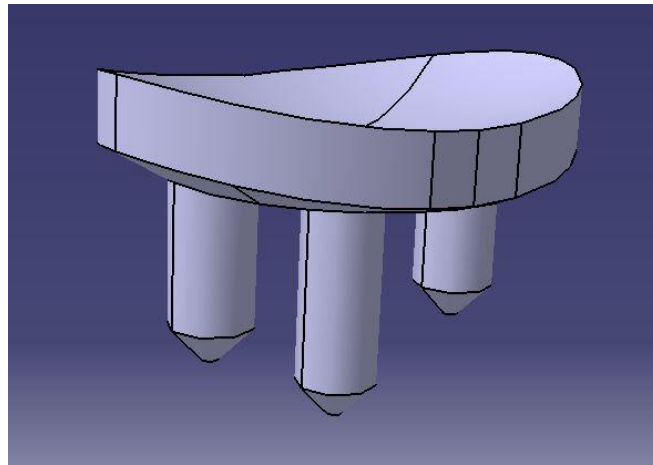


Figura 4-15 – Representação final do componente da glenoide

Após uma análise do resultado final da modelação, Figura 4-16, pode afirmar-se que a geometria obtida aproxima-se bastante da realidade.



Figura 4-16 – Resultado final do componente da glenoide

#### 4.2.2 Maquinagem – Estratégia de corte

Depois de modelado o componente da glenoide, recorreu-se ao *software* Mastercam® a fim de criar a simulação da maquinagem. A estratégia para a maquinagem adotada é idêntica à utilizada no componente anterior, em que a maquinagem foi realizada nas duas faces, a partir de um bloco em bruto e com apoios. A maquinagem deste componente foi realizada em dois apertos.

Criaram-se *offsets* para minimizar o tempo de maquinagem e desgaste da ferramenta e, recorrendo às funcionalidades CAD, os apoios para suporte do componente maquinado ao bloco.

A maquinação deste componente iniciou-se pela região inferior. De modo a delinear a maquinação para esta região, criou-se um único *offset* (Figura 4-17 a)). A principal razão deve-se ao facto de este ser um componente de pequenas dimensões e que com um único *offset*, é possível maquinar toda a região inferior e todo o perímetro exterior. Por sua vez, para a maquinação superior do componente utilizaram-se dois *offsets*, um a vermelho que é utilizado para desbaste e acabamento daquela região, e um a lilás para as operações de acabamento daquela superfície (Figura 4-17 b)). Para os apoios, foram desenhados retângulos e com o comando *Extrude* do *software* Mastercam®, concedeu-se a forma final. Os restantes foram copiados e transladados, com o comando *Translate*, a partir do primeiro apoio criado. Para este caso foram criados 4 apoios.

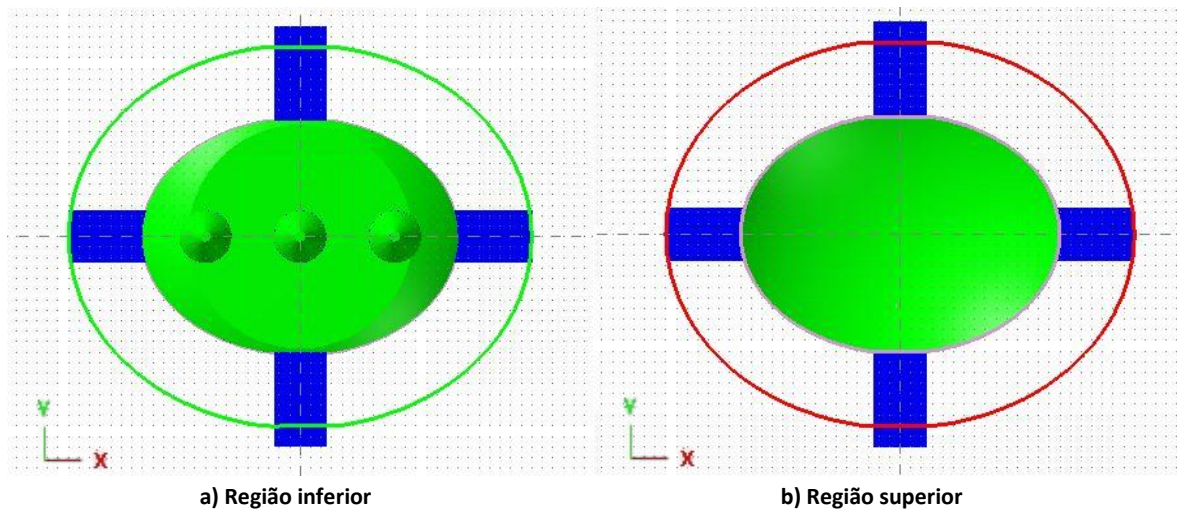


Figura 4-17 – Apoios (a azul) e *offsets* (linha a verde, vermelho e lilás) do componente da glenoide

As estratégias de maquinação e os parâmetros utilizados encontram-se resumidos na Tabela 4-2 para a superfície inferior, e na Tabela 4-3 para a superfície superior. Estas respeitam fatores e procedimentos fundamentais tais como, o tempo de maquinação, o acabamento superficial, a vida útil da ferramenta de corte e o movimento concordante durante o corte. As estratégias, depois de as processar no pós-processador, são enviadas para a máquina CNC.

Tabela 4-2 – Parâmetros de maquinação para a superfície inferior da componente glenoidal

Estratégia	Cor offset	Ferramenta	Diâmetro (mm)	Velocidade avanço (mm/min)	Velocidade rotação (rpm)	Tempo maquinação (min) <sup>(a)</sup>
S.H.S - <i>Area Clearance</i>	Verde	Fresa de topo direito	6	2000	4000	14
S.H.S - <i>Waterline</i>	Verde	Fresa de topo direito	3	1800	8000	38
S.H.S - <i>Horizontal Area</i>	Verde	Fresa de topo direito	3	1800	8000	2

Nota: (a) Os tempos de maquinação são os fornecidos pelo *software*. Este cria uma estimativa, tendo em conta os parâmetros de corte definidos. Os valores do tempo de maquinação são citados por excesso e arredondados à unidade.

Tabela 4-3 – Parâmetros de maquinagem para a superfície superior da componente glenoidal

Estratégia	Cor offset	Ferramenta	Diâmetro (mm)	Velocidade avanço (mm/min)	Velocidade rotação (rpm)	Tempo maquinagem (min) <sup>(a)</sup>
S.H.S - Area Clearance	Vermelho	Fresa de topo direito	6	2000	4000	7
S.H.S - Waterline	Vermelho	Fresa de topo direito	4	1800	8000	9
S.H.S - Horizontal Area	Vermelho	Fresa de topo direito	4	1800	8000	1
S.H.S - Raster	Lilás	Fresa de topo direito	4	1800	8000	4

Nota: (a) Os tempos de maquinagem são os fornecidos pelo *software*. Este cria uma estimativa, tendo em conta os parâmetros de corte definidos. Os valores do tempo de maquinagem são citados por excesso e arredondados à unidade.

#### 4.2.2.1 Surface High Speed - Area Clearance (superfície inferior)

Para o desbaste inicial da região inferior utilizou-se a estratégia *Area Clearance*. Esta foi selecionada tendo em conta a eficiência na remoção de material e o menor tempo de maquinagem (Figura 4-18). Para este desbaste foi utilizada a fresa de topo direito de diâmetro 6 mm.

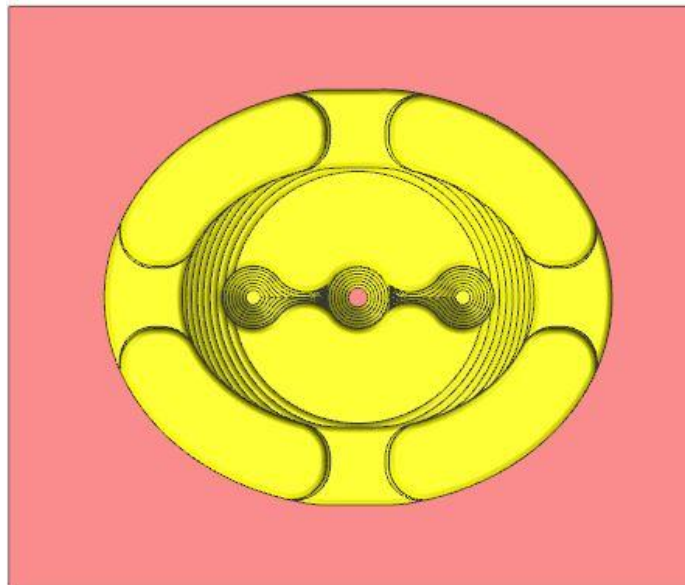


Figura 4-18 – Surface High Speed - Area Clearance (superfície inferior)

#### 4.2.2.2 Surface High Speed - Waterline (superfície inferior)

Depois do desbaste inicial procedeu-se a um acabamento, utilizando para esse efeito a estratégia *Waterline* (Figura 4-19). Esta estratégia, além de promover suavidade nas superfícies, é útil para o acabamento em superfícies verticais e inclinadas. Utilizou-se a fresa de topo direito com 4 mm de diâmetro.



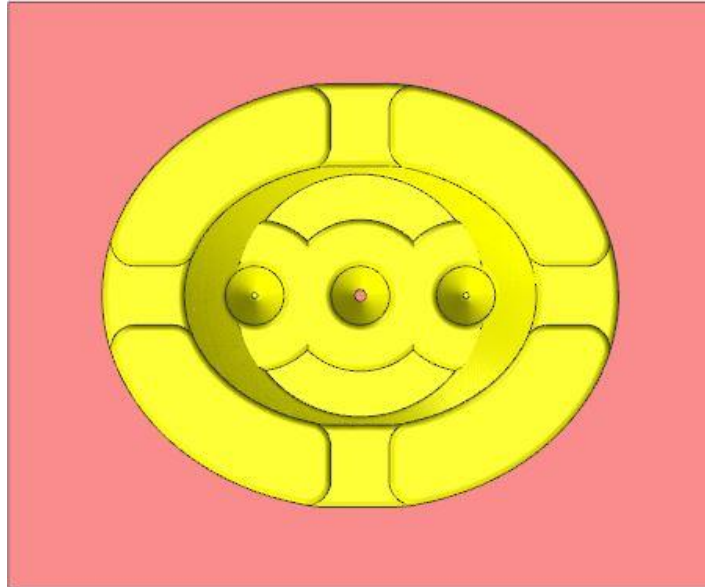


Figura 4-19 – *Surface High Speed - Waterline* (superfície inferior)

#### 4.2.2.3 *Surface High Speed - Horizontal Area* (superfície inferior)

A aplicação desta estratégia deve-se essencialmente às superfícies horizontais planas existentes. Esta realiza o acabamento na base plana dos pinos (Figura 4-20). Para realizar esta operação utilizou-se a fresa de topo direito de 4 mm de diâmetro.

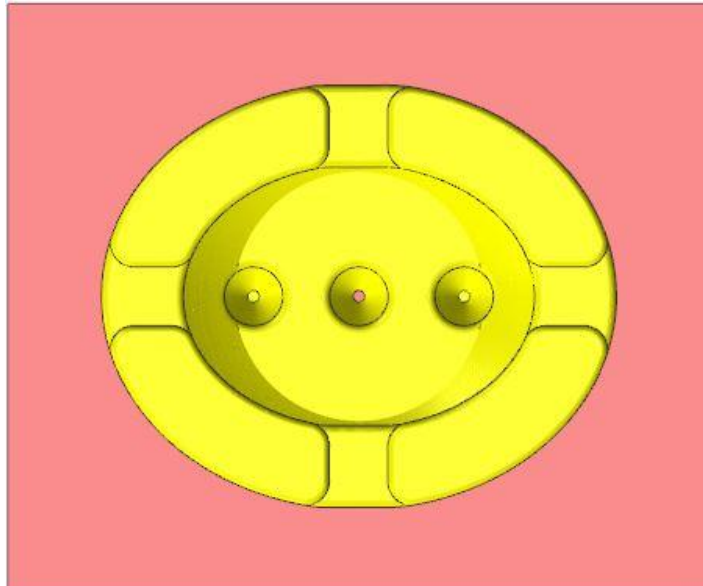


Figura 4-20 – *Surface High Speed - Horizontal Area* (superfície inferior)

#### 4.2.2.4 *Surface High Speed - Area Clearance* (superfície superior)

Após a maquinação com estratégias anteriores, torna-se necessário rodar o bloco e iniciar a maquinação da região superior. Esta estratégia, como já referido anteriormente, é utilizada para o desbaste inicial devido, essencialmente, à sua eficiência e tempo de maquinação (Figura 4-21). Foi utilizada a fresa de topo direito de diâmetro 6 mm.

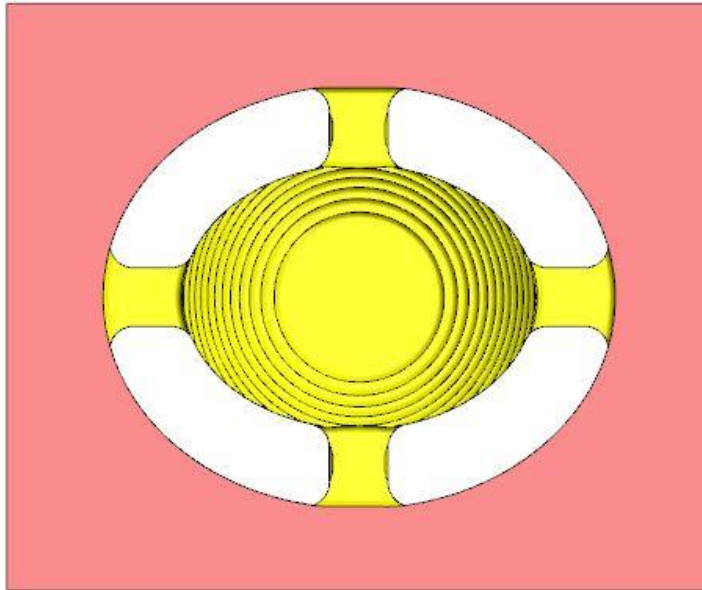


Figura 4-21 – *Surface High Speed - Area Clearance* (superfície superior)

#### **4.2.2.5 *Surface High Speed - Waterline* (superfície superior)**

A aplicação da estratégia *Waterline*, já referido anteriormente, é útil na maquiagem de superfícies inclinadas, concedendo-lhe uma superfície lisa e bom acabamento. Esta estratégia é utilizada nesta fase, para maquinar o limite exterior do componente (Figura 4-22). A ferramenta utilizada foi a fresa de topo direito de diâmetro 4 mm.

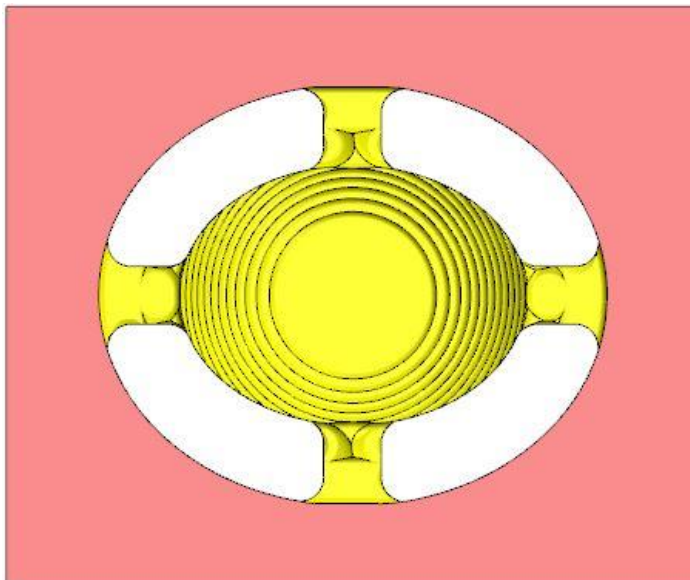


Figura 4-22 – *Surface High Speed - Waterline* (superfície superior)

#### **4.2.2.6 *Surface High Speed - Horizontal Area* (superfície superior)**

Esta estratégia foi utilizada com o objetivo de promover o acabamento nas regiões onde a estratégia anterior não foi eficaz, nomeadamente nas regiões planas dos apoios, onde ainda

contém material excedente (Figura 4-23). Para tal, utilizou-se a fresa de topo direito de diâmetro 4 mm.

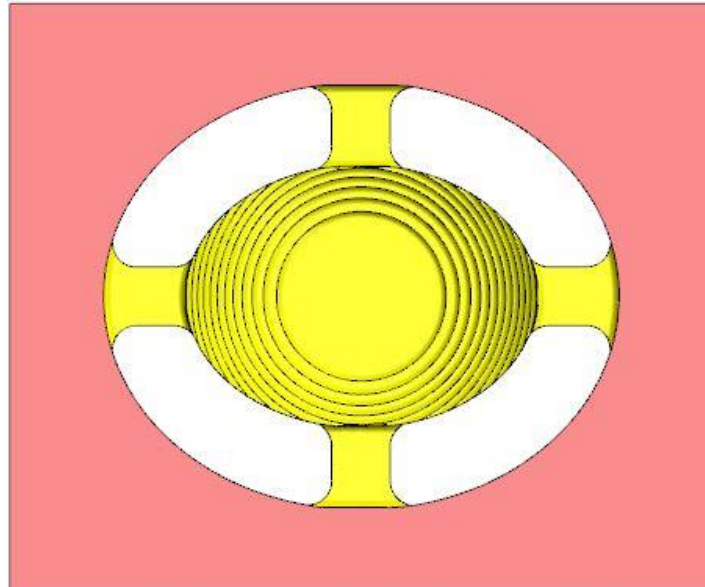


Figura 4-23 – *Surface High Speed - Horizontal Area* (superfície superior)

#### 4.2.2.7 *Surface High Speed - Raster* (superfície superior)

A estratégia *Raster* é composta por um conjunto de desbastes paralelos com um passo lateral ao longo de uma superfície curva. Foi utilizada para promover uma superfície completamente lisa na região articular do componente (Figura 4-24). A ferramenta utilizada foi a fresa de topo direito de diâmetro 4 mm.

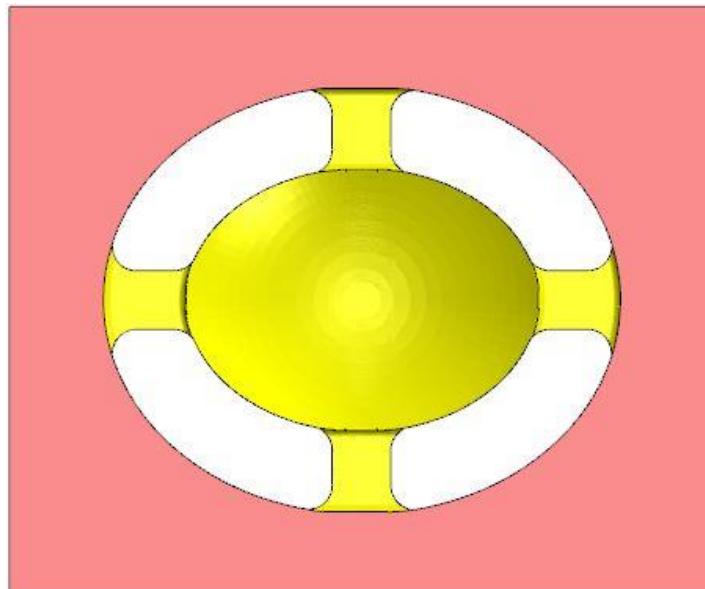


Figura 4-24 – *Surface High Speed - Raster* (superfície superior)

Aplicando a ferramenta *Compare* existente no *software* Mastercam®, verifica-se que as estratégias adotadas executam na perfeição a maquinagem do componente (Anexo A: Comparação da simulação).

## 4.3 Justificação das estratégias adotadas

Ambos os componentes que constituem a prótese total do ombro são abordados de uma perspectiva de maquinagem tridimensional. As estratégias escolhidas estão disponíveis no menu *Toolpaths*, onde existem várias operações, evidenciando-se entre elas, operações de desbaste, acabamento e furação.

De um modo geral, as estratégias escolhidas derivam do menu *Surface High Speed*, onde existem várias operações de desbaste (*Core Roughing*, *Area Clearance*, *Rest Roughing*, *OptiArea*, *OptiCore* e *OptiRest*) e acabamento (*Waterline*, *Scallop*, *Horizontal Area*, *Raster*, *Pencil*, *Spiral*, *Radial*, *Hybrid* e *Project*). A opção *Drill* faz parte do menu *Toolpaths* e possui vários ciclos, entre eles: *Drill/Counterbore*, *Peck Drill*, *Chip Break*, *Tap*, *Bore #1 (feed out)*, *Bore #2 (stop spindle, rapid out)* e *Fine Bore (shift)*.

### 4.3.1 Componente umeral

A operação *Core Roughing* é uma estratégia de desbaste idêntica à *Area Clearance*. No entanto, esta estratégia é, usualmente, utilizada em desbastes em que a abordagem da maquinagem é feita do exterior para o interior, enquanto a estratégia *Area Clearance* é do interior para o exterior do bloco. Os percursos de desbaste descrevem alturas de corte (*stepdown*) diferentes em Z a partir do modelo. Outra característica importante do *Core Roughing* é que na maquinagem em que exista uma mistura de formas positivas e negativas, este corta os negativos do interior para exterior do bloco e os positivos do exterior para o interior do bloco.

A aplicação desta estratégia, como se pode observar na Figura 4-25, não apresenta diferenças visuais, quando comparada com a *Area Clearance*, pelo que a não utilização desta estratégia é meramente opcional. Os tempos de maquinagem são idênticos entre as duas estratégias.

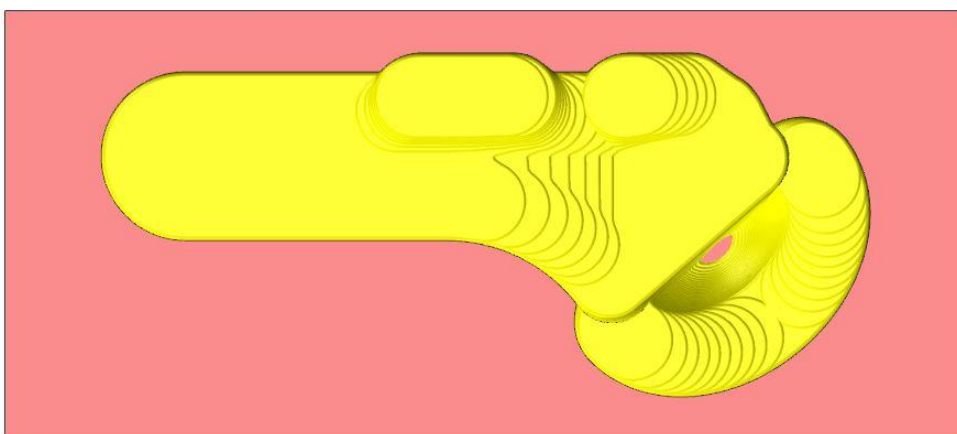


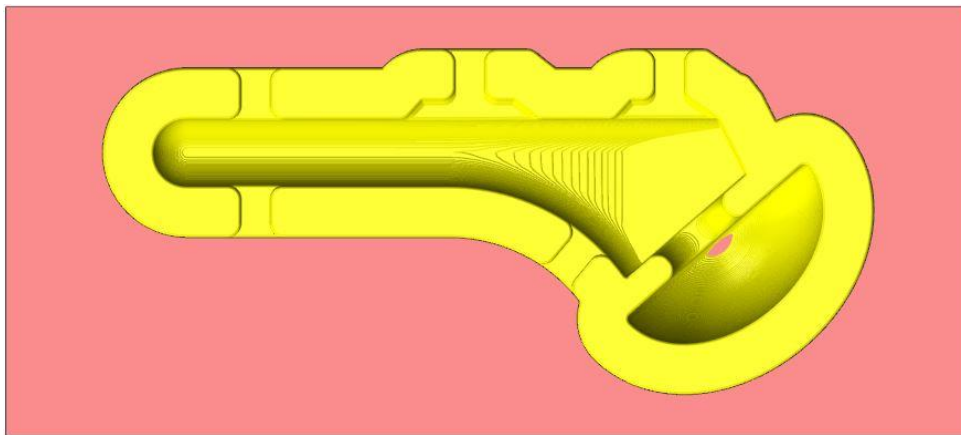
Figura 4-25 – *Surface High Speed - Core Roughing*

A estratégia *Rest Roughing* é uma operação especializada na remoção de material remanescente deixado por uma ou mais operações de desbaste anteriores. Os percursos para a remoção do material é calculado a partir de operações utilizadas anteriormente, sendo que apenas as áreas não

maquinadas é que são processadas nesta operação. Tendo isto, e visto que esta teria de ser um operação inicial, esta estratégia não é a mais indicada para um desbaste inicial.

As estratégias *OptiArea*, *OptiCore* e *OptiRest* são estratégias de otimização de maquinagem e remoção de material a grandes profundidades. Estas estratégias utilizam um algoritmo dinâmico para criar os percursos de corte e um modelo de ajuste entre o caminho a percorrer e a ferramenta, aumentando, deste modo, o rendimento da maquinagem. A utilização destas estratégias apresentam tempos de maquinagem muito superiores quando comparadas com a estratégia *Area Clearance*. Tendo em conta o fator de duração, estas estratégias não foram utilizadas.

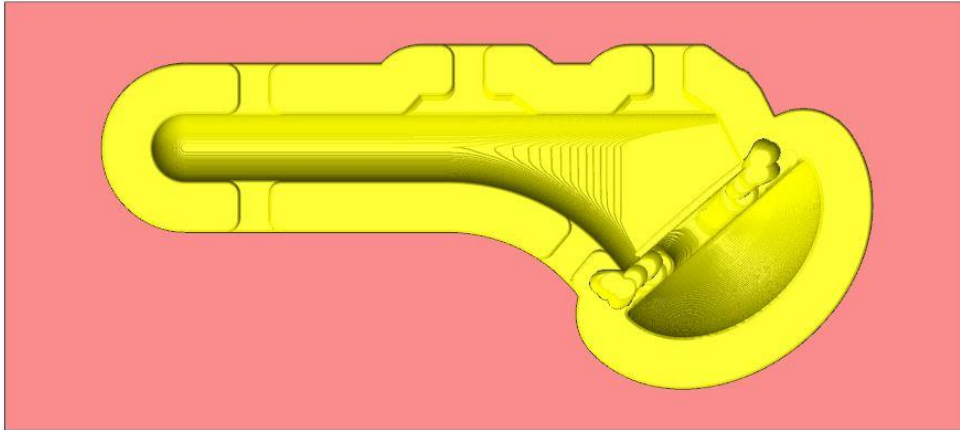
Depois do desbaste inicial, seguiu-se outro desbaste, ou redesbaste, com uma ferramenta de menor diâmetro. Esta operação tem como principal finalidade remover o material que a ferramenta anterior, a de maior diâmetro, não conseguiu remover. Assim, a estratégia que melhor se adequa é a *Rest Roughing* (Figura 4-26).



**Figura 4-26 – Surface High Speed - Rest Roughing**

Seguiram-se as etapas pré-acabamento e acabamento. A cabeça foi a primeira zona onde se realizou o acabamento. Aqui, aplicou-se uma única estratégia de acabamento, onde foi utilizada uma ferramenta de topo direito com raio de ponta em detrimento de uma de topo esférico. Neste caso específico, a utilização de uma ferramenta de topo esférico não apresenta vantagens, isto porque o raio de contacto entre a ferramenta e a superfície durante o corte é idêntico ao da ferramenta utilizada.

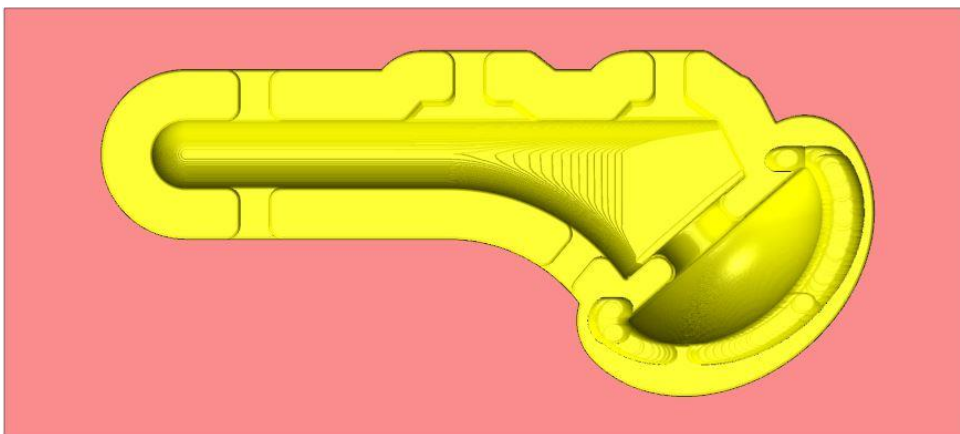
A estratégia *Scallop* é uma estratégia que cria *stepover's* constantes por toda a superfície, garantindo distâncias de corte idênticas independentemente da sua direção. É uma estratégia bastante proveitosa na eliminação dos excessos de material deixado durante a maquinagem, fazendo dela útil para as operações de pré-acabamento e acabamento. No entanto, como se pode ver na Figura 4-27, esta apresenta uma qualidade inferior no acabamento, razão pela qual não foi utilizada.



**Figura 4-27 – Surface High Speed - Scallop (cabeça)**

Seguiu-se a estratégia *Horizontal Area* que é indicada e utilizada para maquinagem de superfícies planas horizontais, onde pequenas inclinações não são detetadas. Esta estratégia é utilizada muitas vezes em operações de pré-acabamento e acabamento. Para o pré-acabamento na cabeça da prótese, esta opção não é indicada, pois esta tem a forma de uma superfície curva.

A estratégia *Raster* é eficaz em maquinagens de superfícies aproximadamente horizontais. Esta cria um varrimento de passes paralelos igualmente espaçados por toda a superfície a maquinar. No entanto, quando encontra superfícies inclinadas, estes passes começam a alargar, comprometendo a qualidade da maquinagem. De modo a contornar esta restrição, torna-se necessário impor um *stepover* muito baixo, o que conduz a um aumento do tempo de maquinagem (Figura 4-28).



**Figura 4-28 – Surface High Speed - Raster (cabeça)**

Segue-se a opção *Pencil*, a qual é bastante útil na remoção e maquinagem de pormenores em arestas, em que a ferramenta segue a ângulo definido pela interseção das superfícies. Contudo, para a maquinagem deste componente não se justifica a utilização do *Pencil*, visto que a peça não possui qualquer aresta na sua geometria.

De seguida encontram-se as estratégias *Spiral* e *Radial*. Estas estratégias têm princípios de maquinagem idênticos, com percursos de ferramenta diferentes, que são irradiados a partir de um ponto central. A estratégia *Spiral* cria percursos de corte em espiral contínua, enquanto, na *Radial*

os percursos são radiais. Estas estratégias são altamente eficientes para pré-acabamento e acabamento em superfícies curvas e circulares, no plano XY. Contudo, não são indicadas para corte em superfícies inclinadas, principalmente onde os movimentos de corte são perpendiculares à ferramenta, onde ocorre o risco de dano para a ferramenta de corte. Deste modo e para este projeto, cujos movimentos de corte nas superfícies inclinadas são perpendiculares à ferramenta, não é uma boa escolha para pré-acabamento e acabamento devido ao risco de dano já referido.

A estratégia *Hybrid* é a combinação das duas estratégias de corte numa única lógica eficiente. Os percursos são calculados e avaliados de acordo com a geometria do modelo, alterando entre o método *Scallop* e corte a Z constante, numa única ordem lógica e otimizada. No entanto, apesar dos bons resultados obtidos (Figura 4-29), a aplicação desta estratégia implica um maior tempo de maquinagem, razão pela qual, não foi utilizada.

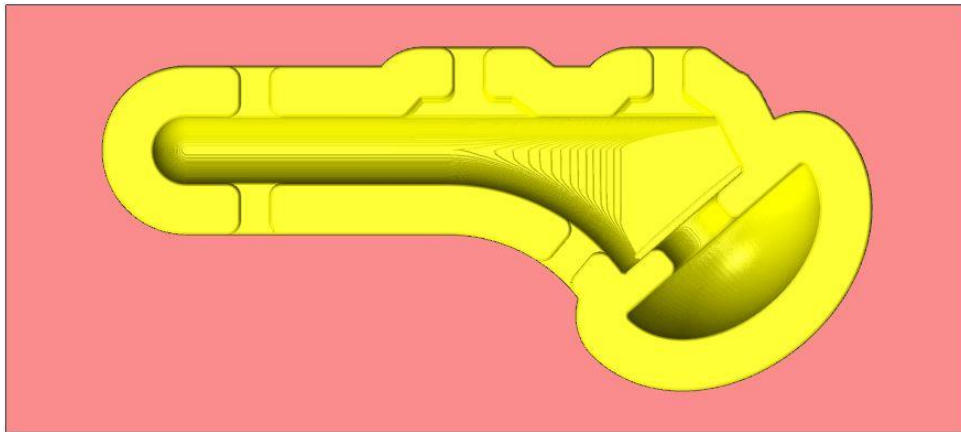
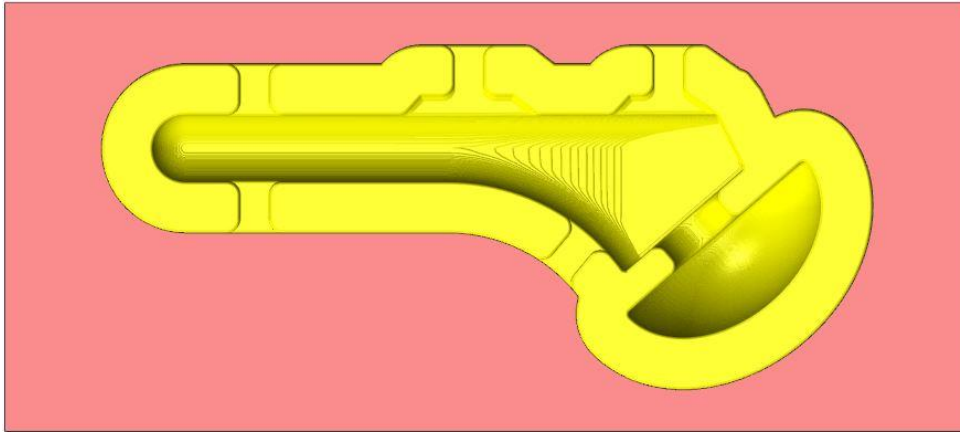


Figura 4-29 – *Surface High Speed - Hybrid* (cabeça)

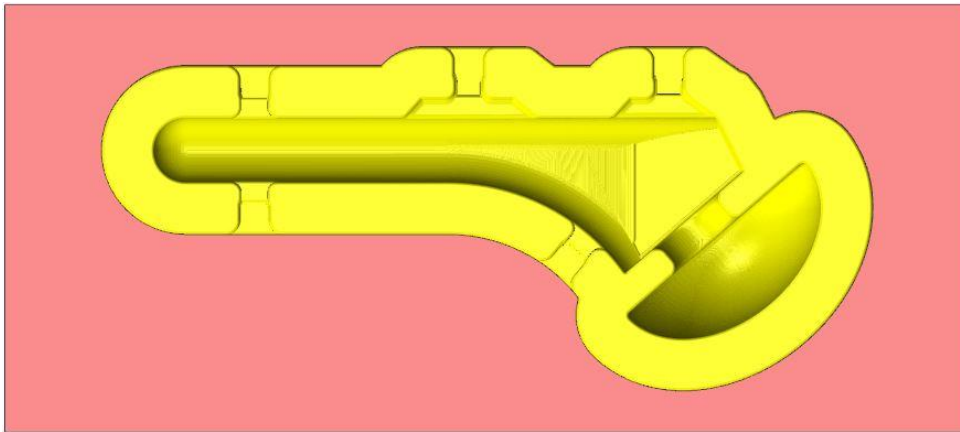
Por fim e de modo a executar o acabamento, aplicou-se a operação *Waterline*. Nesta estratégia os percursos são criados a partir de um conjunto de curvas de perfil ao longo das superfícies de corte, separadas por um valor de Z constante, ou seja um *stepdown* constante. Normalmente, esta estratégia é utilizada em operações de pré-acabamento e acabamento, onde realiza movimentos suaves. Esta é altamente eficiente em superfícies inclinadas, entre 30° a 90°, sendo indicada para acabamentos de contorno. Deste modo, a aplicação desta estratégia foi a que melhores resultados obteve (Figura 4-30).

Neste caso, o acabamento desta superfície utilizando uma ferramenta de topo esférico não apresenta vantagens evidentes, isto porque, o raio de contacto entre a ferramenta e a peça durante o corte é idêntico ao que a ferramenta utilizada produz. Neste sentido o acabamento na zona da cabeça, foi realizado com uma fresa de topo com raio de canto.

Para o acabamento na zona da haste realizaram-se duas estratégias, um pré-acabamento e um acabamento final. A estratégia que melhor se adequou ao pré-acabamento foi a *Waterline*, executando um acabamento suave sobre toda a superfície (Figura 4-31). No entanto, a haste é caracterizada por ter algumas zonas horizontais, onde a estratégia *Waterline* parece não ser eficaz.

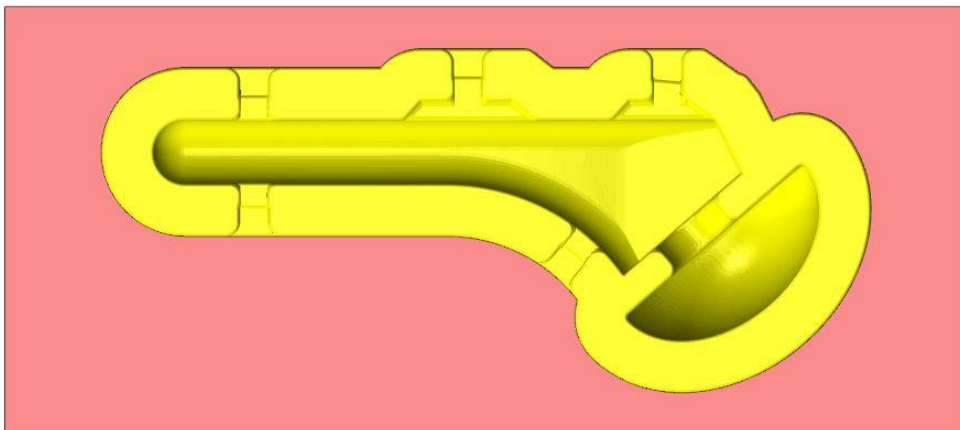


**Figura 4-30 – Surface High Speed - Waterline (cabeça)**



**Figura 4-31 – Surface High Speed - Waterline (haste)**

O acabamento final foi dado pela estratégia *Scallop* (Figura 4-32). Como já dito anteriormente, esta é uma estratégia que garante distâncias de corte idênticas independentemente da direção, fazendo dela uma estratégia predileta para as operações de acabamento sobre as mais diversas superfícies. Esta foi utilizada com uma ferramenta de ponta esférica promovendo um bom acabamento superficial em toda a superfície da haste.



**Figura 4-32 – Surface High Speed - Scallop**



Como já referido, depois desta face maquinada, procede-se à maquinagem da outra face. Isto envolve a espelhagem e conseqüente regeneração do projeto.

Posto isto, e de modo a finalizar a maquinagem, procederam-se às estratégias de furação. Assim sendo, recorreu-se à opção *Drill* presente no menu *Toolpaths*, onde estão disponíveis além dos ciclos de furação, os ciclos de roscagem e mandrilagem. Estas estratégias regem-se por ciclos, em que estes podem ser definidos como um conjunto de parâmetros interligados entre si que dão origem a uma ordem repetida de operações. Visto que utilizam parâmetros de corte idênticos, estes diferenciam-se sobretudo sobre a sua forma de atuação.

Depois de selecionar as coordenadas do furo, procedeu-se à escolha do ciclo furação. O ciclo *Drill/Counterbore* ou *Simple Drill*, é um ciclo simples de furação e é recomendado para a abertura de furos cujas profundidades sejam três vezes inferiores ao diâmetro da broca.

Por outro lado, os ciclos *Peck Drill* e *Chip Break* são indicados para furações cujas profundidades de corte são três vezes superiores em relação ao diâmetro da broca. A principal diferença destes dois ciclos consiste na retração da ferramenta, em que o *Peck Drill* retrai completamente para fora do furo ao invés do *Chip Break* cujo movimento de retração é parcial.

O *Tap* é um ciclo de roscagem, que opera com machos internos de roscagem à esquerda ou à direita. Os *Bore #1*, *Bore #2* e *Fine Bore* são ciclos de mandrilagem em que cada um executa movimentos próprios para cada ferramenta, mandril ou cabeça de mandrilar.

Dos ciclos descritos, aquele que mais se adequa às operações pretendidas são: para pontear o ciclo *Simple Drill* e para furar o ciclo *Chip Break*.

O ponto é realizado antes de um furo com o propósito de guiar e centrar a broca helicoidal no instante inicial do processo de furação. Este é um pequeno furo (Figura 4-33), na ordem de 1 a 2 mm de profundidade, realizado por uma broca especial para o efeito, denominada por broca de ponto.

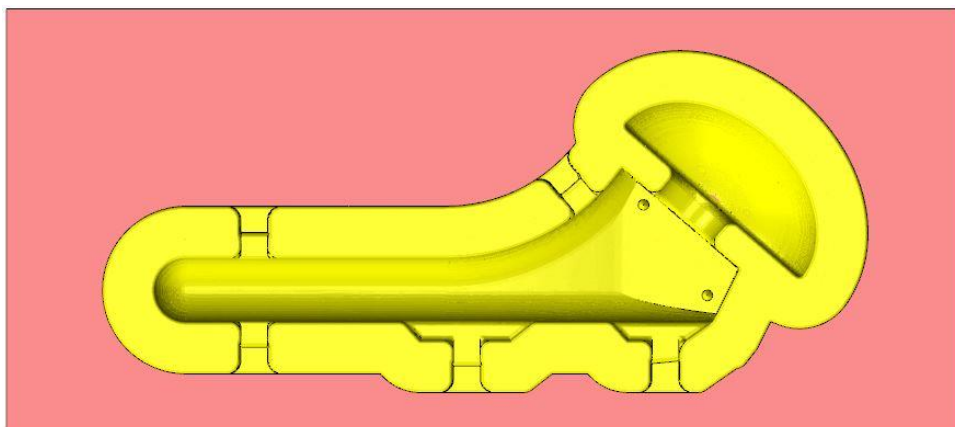


Figura 4-33 – Furação *Simple Drill*

Para a realização dos furos utilizou-se o ciclo *Chip Break*. O seu movimento de retração parcial quebra as aparas resultantes do processo ao mesmo tempo que as expulsa. Deste modo concluiu-se a maquinação do componente umeral (Figura 4-34).

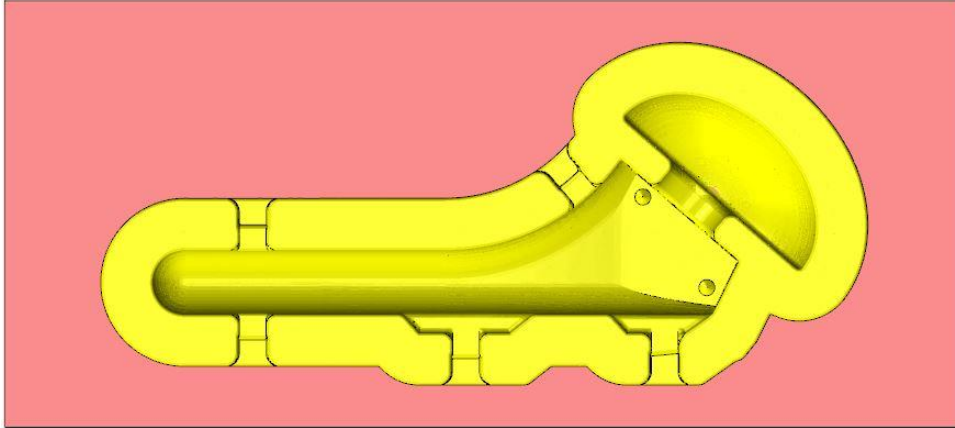


Figura 4-34 – Furação *Chip Break*

### 4.3.2 Componente da glenoide

Uma vez que estas estratégias já foram abordadas anteriormente no estudo do componente umeral, torna-se prescindível uma repetição dos mesmos conceitos. Contudo, apresentam-se imagens que exemplificam a simulação da estratégia de maquinação em causa.

Na operação de desbaste, da região inferior, utilizando as estratégias disponíveis, não se encontram diferenças visuais pelo que, a seleção da estratégia incide sobretudo pelo tempo de maquinação (Figura 4-35). Assim, a estratégia que menos tempo gastou na maquinação foi a *Area Clearance*, representada na Figura 4-36.

A operação de desbaste utilizada, a *Area Clearance*, removeu todo o material pretendido deixando apenas a sobre-espessura para acabamento. Deste modo, seguiu-se para as estratégias de acabamento (Figura 4-37). Aqui excluiu-se a estratégia *Pencil*, porque esta é uma estratégia indicada para a maquinação de arestas.

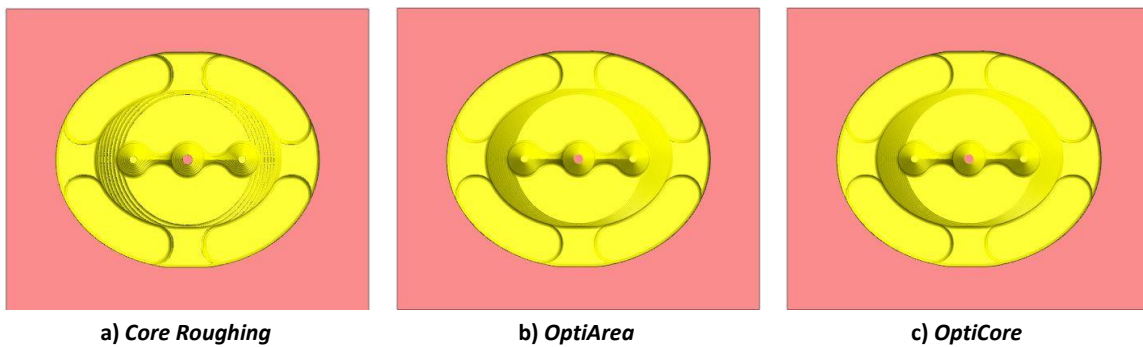


Figura 4-35 – Estratégias de maquinação *Surface High Speed* testadas para o desbaste da região inferior do componente da glenoide

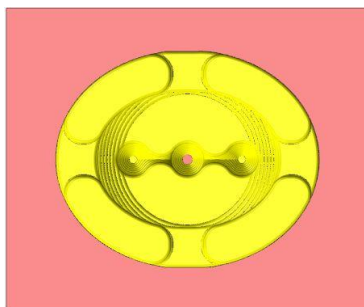


Figura 4-36 – Estratégia *Area Clearance* utilizada no desbaste da região inferior

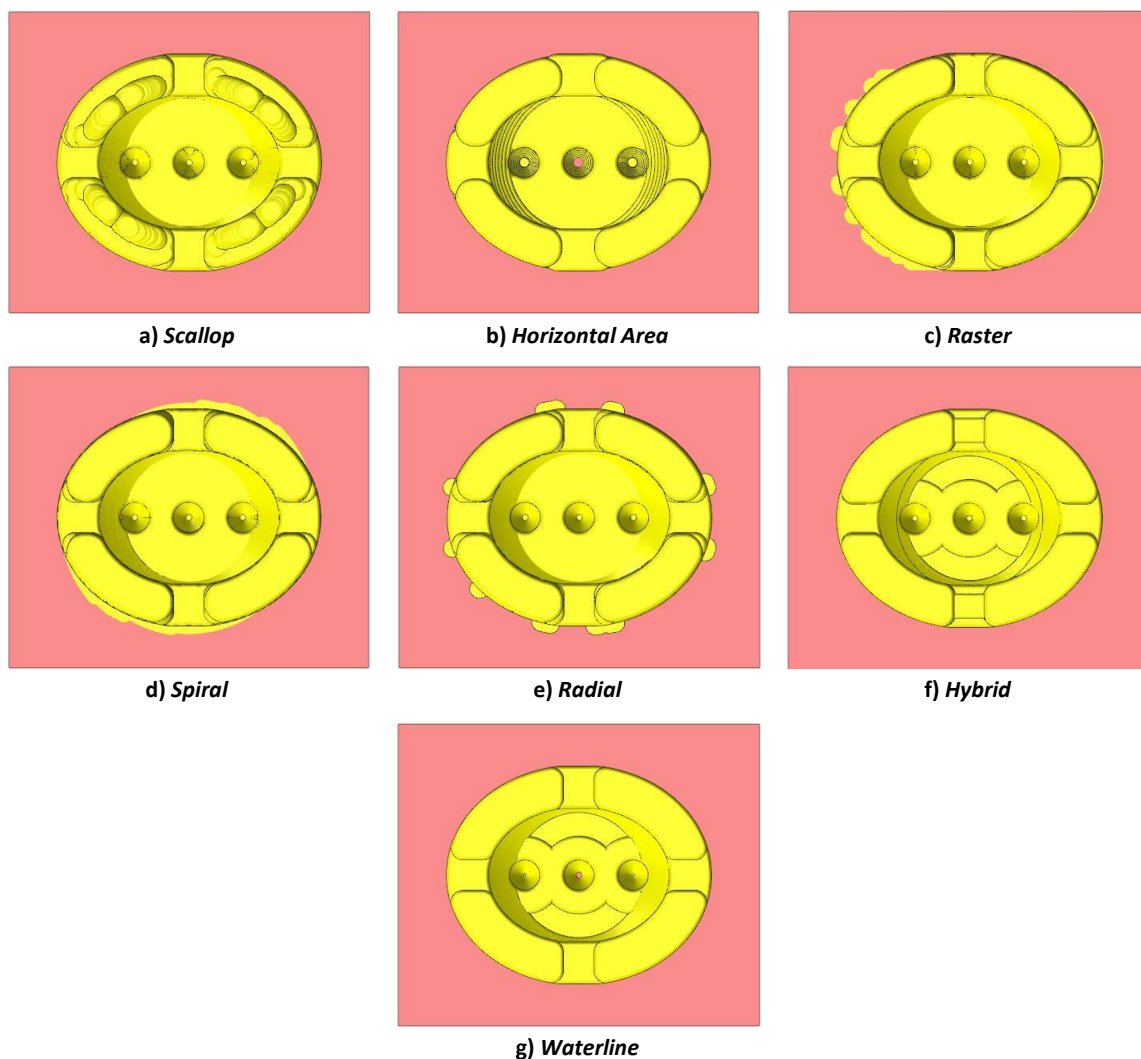


Figura 4-37 – Estratégias de maquinagem *Surface High Speed* testadas para o acabamento da região inferior do componente da glenoide

Todas as estratégias descritas na Figura 4-37, são passíveis de ser utilizadas no entanto, estratégias como a *Scallop*, *Raster*, *Spiral* e *Radial* necessitam de um maior tempo de maquinagem. Por sua vez, estratégias como a *Horizontal Area*, *Hybrid* e *Waterline* realizam o acabamento num tempo inferior, no entanto, estas não conseguem remover todo o material, sendo necessário intercalar outra estratégia. Deste modo, e tendo em conta o tempo de maquinagem, o acabamento foi

realizado utilizando duas estratégias, a *Waterline* e a *Horizontal Area*, que no seu conjunto realizam o acabamento desta região num tempo inferior ao das primeiras estratégias enunciadas (Figura 4-38).

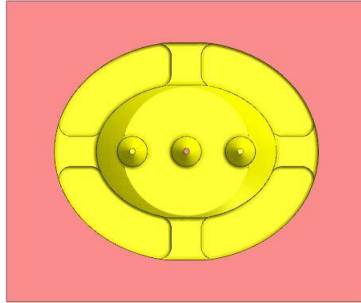
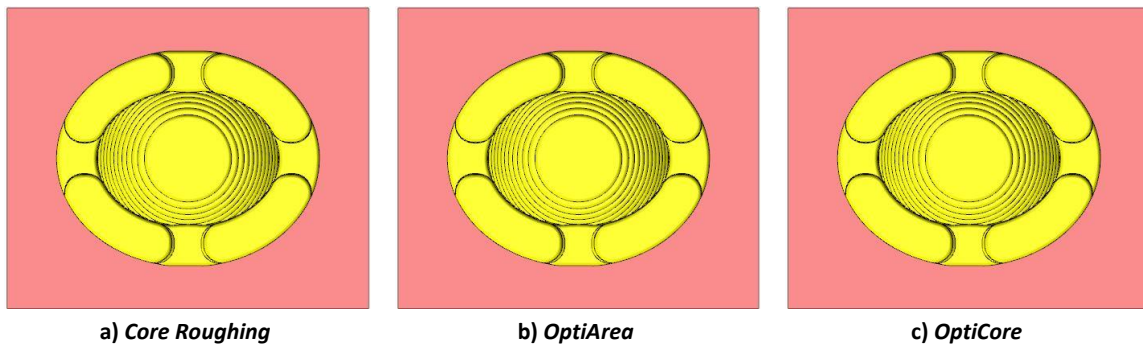


Figura 4-38 – Estratégias *Surface High Speed Waterline* e *Horizontal Area* combinadas para a região inferior

Na região superior do componente, as estratégias de desbaste utilizadas durante o estudo, estão representadas na Figura 4-39 e Figura 4-40. Apesar das semelhanças entre as estratégias, o tempo de maquinagem continua a ser o fator decisivo. Como tal, a estratégia escolhida foi a *Area Clearance*, que se encontra representada na Figura 4-40.



a) *Core Roughing*

b) *OptiArea*

c) *OptiCore*

Figura 4-39 – Estratégias de maquinagem *Surface High Speed* testadas para o desbaste da região superior do componente da glenoide

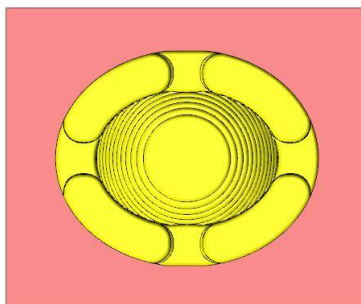


Figura 4-40 – Estratégia *Area Clearance* utilizada no desbaste da região superior

De modo semelhante à maquinagem da região anterior, a estratégia selecionada removeu todo o material, deixando apenas a sobre-espessura, dispensando-se assim as estratégias de redesbaste, *Rest Roughing* e *OptiRest*, dando início às estratégias de acabamento.

No acabamento da envolvente realizou-se um estudo sobre qual a estratégia que melhor se adequa, como se pode ver na Figura 4-41.

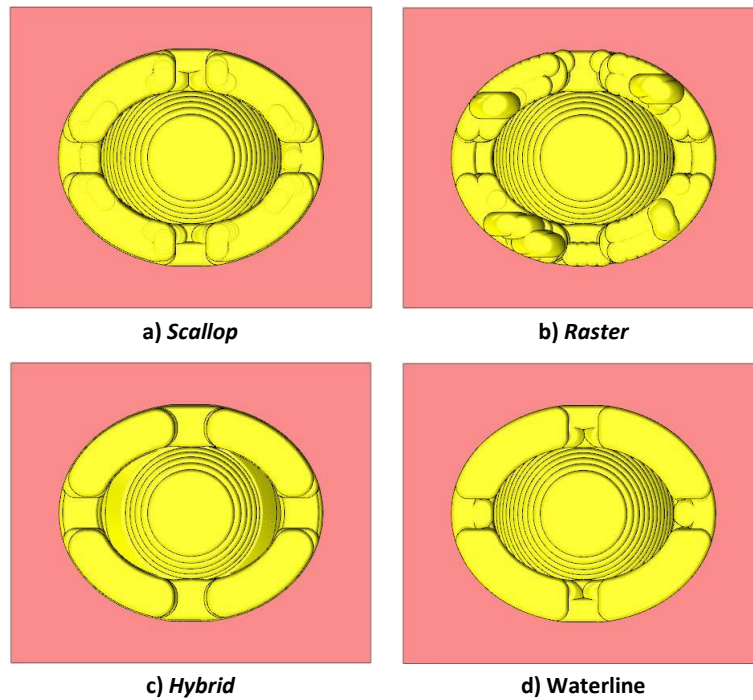


Figura 4-41 – Estratégias de acabamento da envolvente do componente da glenoide

Tendo em conta estas estratégias disponíveis, a estratégia que melhor desempenha este tipo de operação é a *Waterline*, que é adequada para maquinar contornos na vertical. Contudo, esta estratégia não remove todo o material, como se pode ver na Figura 4-41 d), onde na zona plana dos apoios, ainda contém material. Tendo isto, utilizou-se a estratégia *Horizontal Area* que maquina exclusivamente superfícies planas. Como resultado, obtém-se um contorno da envolvente bem definido, como se pode ver na Figura 4-42. As estratégias foram escolhidas tendo em conta o menor tempo de maquinação.

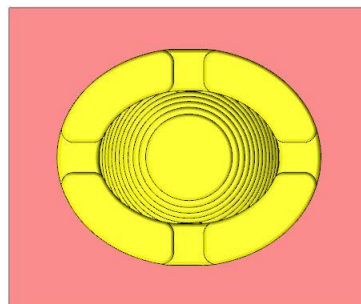


Figura 4-42 – Acabamento da região superior com as estratégias *Surface High Speed Waterline* e *Horizontal Area*

Na maquinação de acabamento da região côncava interior, utilizaram-se várias estratégias, como mostra a Figura 4-43. Foram excluídas deste acabamento as estratégias *Horizontal Area* e a *Pencil* por não se enquadrarem nem realizarem qualquer ação nesta superfície.

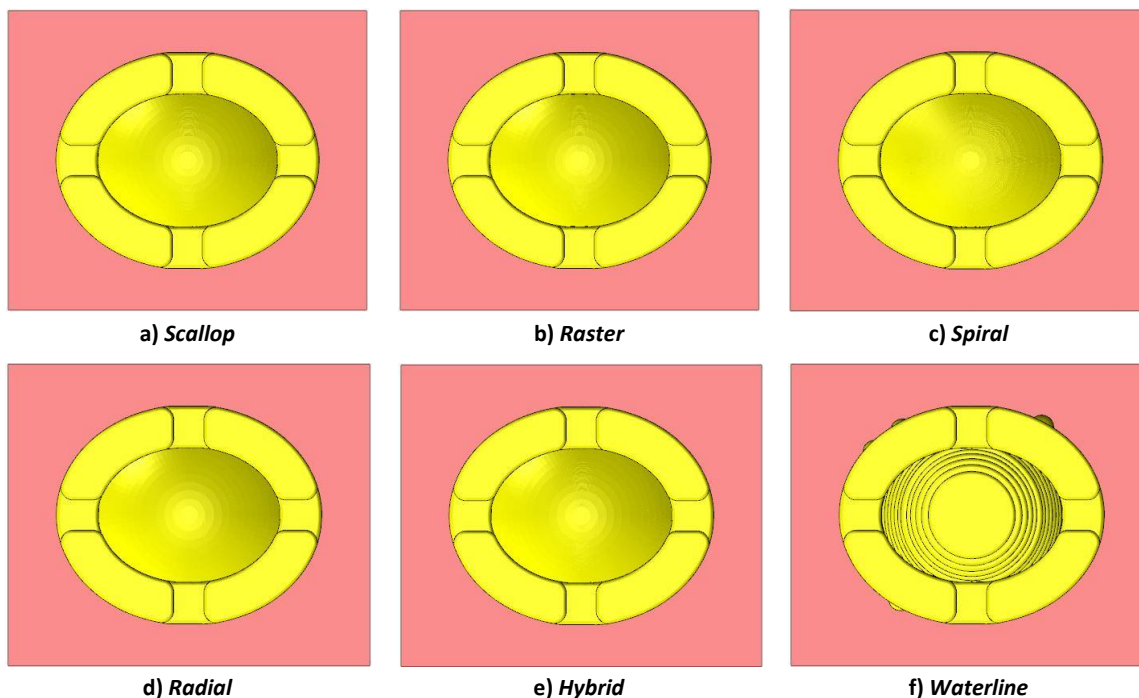


Figura 4-43 – Estratégias de maquinagem *Surface High Speed* testadas para o acabamento da região superior do componente da glenoide

Como é possível observar na Figura 4-43, grande parte das estratégias estudadas desempenham uma maquinagem eficiente, pelo que, o seu critério de seleção recaiu, sobretudo, sobre o tempo de maquinagem. As estratégias *Spiral* e *Radial*, neste tipo de operação, demoram em média cerca de 10 vezes mais, relativamente à estratégia *Scallop*. Por sua vez a estratégia *Raster* é aquela que mais se aproxima da estratégia *Scallop*, necessitando de um menor tempo de maquinagem. Já a estratégia *Waterline* possui pouco efeito na maquinagem desta superfície. Assim sendo e deste modo, a escolha recaiu sobre a operação foi a *Raster* (Figura 4-43 b)).

#### 4.4 Pré-testes de maquinagem em polietileno PE-500

Optou-se por realizar os pré-testes em polietileno PE-500, pelo facto de se tratar de um material pouco dispendioso, de fácil maquinabilidade e que permite bons acabamentos.

Com a realização dos pré-testes foi possível analisar o funcionamento das estratégias de maquinagem escolhidas e, verificar e ajustar os parâmetros de corte e as ferramentas escolhidas. Por outro lado, foi possível avaliar e verificar o comportamento do sistema de aperto usado.

## 4.4.1 Componente umeral

### 4.4.1.1 1º Pré-teste

O pré-teste realizado com as estratégias adotadas para obtenção da componente umeral, permitiu verificar e comprovar a maquinagem do componente, bem como o bom acabamento por toda a superfície, em especial na zona da cabeça, que do ponto de vista funcional, é a área mais importante. Os parâmetros utilizados encontram-se descritos na Tabela 4-4. É de recordar que as estratégias de maquinagem de ambas as faces do bloco são as mesmas.

Tabela 4-4 - Parâmetros de corte utilizados para a maquinagem da prótese total do ombro

Estratégia	Avanço (mm/min)	Rotação (rpm)	Altura segurança (mm)	Profundidade Z (mm)	Sobre-espessura (mm)	Stepover (mm)	Stepdown (mm)	Peck (mm)	Chip Break (mm)	Número de apoios
<i>S.H.S - Area Clearance</i>	2000	4200	5	- 24	0.25	---	0.20	---	---	
<i>S.H.S - Rest Roughing</i>	2000	5000	5	- 23	0.25	---	0.10	---	---	
<i>S.H.S - Waterline (cabeça)</i>	1200	8000	5	- 23	0	---	0.05	---	---	
<i>S.H.S - Waterline (haste)</i>	1200	8000	5	- 23	0	---	0.05	---	---	5
<i>S.H.S - Scallop</i>	1500	6000	5	- 23	0	0.05	---	---	---	
<i>Simple Drill</i>	150	1900	5	-15.50	---	---	---	-1	---	
<i>Chip Break</i>	100	1900	5	- 33	---	---	---	-2	0.50	

Após a maquinagem dos dois lados do bloco, verificou-se que um dos lados apresentou uma inferior qualidade no acabamento (Figura 4-44). Esta imperfeição deve-se, sobretudo, à diminuição do material de apoio provocando vibrações e uma pequena folga que a máquina apresenta. Espera-se, no entanto, que na maquinagem final estas limitações sejam colmatadas.



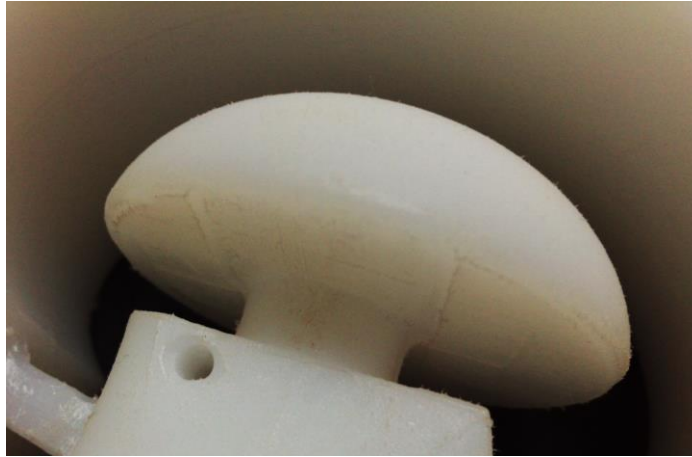
a) Superior



b) Inferior

Figura 4-44 – Comparação da maquinagem

Também se verificou, como mostra a Figura 4-45, uma anomalia na superfície anterior à cabeça da prótese, onde se constata um maior desgaste na área central dessa superfície. Isto resultou de um desajuste da estratégia de corte. Esta contrariedade ficou resolvida com o reajuste dessa estratégia.



**Figura 4-45 – Vista anterior da cabeça da prótese**

Por outro lado, constata-se que a calibração do zero-peça, entre as maquinagens superior e inferior foi bem executada, como se verifica pelo plano de separação visível na Figura 4-46. Para este efeito, utilizou-se um comparador analógico, que foi inserido na árvore da máquina e que, manualmente, se encontra as coordenadas X e Y correspondentes ao zero-peça.



**Figura 4-46 – Plano de separação entre as duas superfícies**

Por outro lado o número de apoios poderá ser excessivo pelo que, se ponderou utilizar menos apoios. No entanto, como se trata de um pré-teste e visto que a maquinagem final será realizada em aço inoxidável, decidiu-se manter o mesmo número de apoios, pois sendo um material mais duro, existe a possibilidade de vibrações, salvaguardando desta forma a ferramenta de corte e a maquinagem (Figura 4-47).

De um modo geral, pode concluir-se que as escolhas das estratégias de maquinagem foram bem seleccionadas, pois o pré-teste maquinado possui as dimensões esperadas.





Figura 4-47 – Vista de topo da componente umeral com 5 apoios

## 4.4.2 Componente da glenoide

### 4.4.2.1 1º Pré-teste

O primeiro pré-teste realizado ao componente da glenoide foi realizado sem apoios (Figura 4-48). Com este pré-teste, foi possível concluir que a maquinagem, inicialmente idealizada, sem qualquer tipo de apoios e aperto direto na prensa, não é a mais indicada. Isto porque, depois de apertar o bloco para a segunda maquinagem, o material cede, impossibilitando a sua maquinagem.



Figura 4-48 – Resultado da maquinagem da região inferior sem apoios

Antes de abandonar este sistema de aperto, tentou-se colocar calços retificados na parte inferior do componente, aumentando o número de contactos entre a peça e a prensa. No entanto, esta solução não se mostrou segura para maquinagem, porque a superfície que fica em contacto com os calços é uma superfície curva, não estabilizando o componente.

Tendo em conta estas limitações, não foi possível prosseguir com esta solução, bem como a verificação das estratégias de corte para a maquinagem da região superior. Deste modo, decidiu-se idealizar um outro sistema de aperto e proceder a novo estudo da maquinagem. Os parâmetros de corte utilizados na maquinagem da região inferior encontram-se resumidos Tabela 4-5.

Tabela 4-5 – Parâmetros de corte para o 1º pré-teste maquinagem da região inferior do componente da glenoide

Estratégia	Avanço (mm/min)	Rotação (rpm)	Altura segurança (mm)	Profundidade Z (mm)	Sobre-espessura (mm)	Stepover (mm)	Stepdown (mm)	Número de apoios
S.H.S - Area Clearance	1500	4000	5	-23	0.25	---	0.25	
S.H.S - Waterline	1000	6000	5	-23	0	---	0.08	0
S.H.S - Horizontal Area	1000	6000	5	-22	0	--	0.10	

#### 4.4.2.2 2º Pré-teste

Considerando a limitação anterior, executou-se uma nova solução para a maquinagem do componente, incorporando para esse efeito apoios. Os apoios têm a função de fixar o componente ao bloco durante as operações de maquinagem. Deste modo projetaram-se dois apoios, e utilizaram-se os parâmetros de corte presentes na Tabela 4-6 e Tabela 4-7.

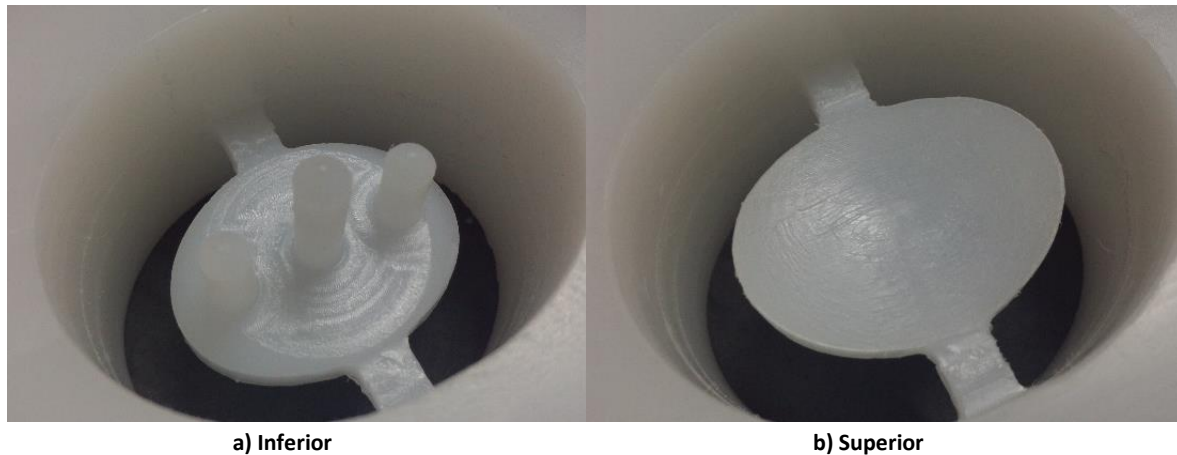
Tabela 4-6 – Parâmetros de corte para o 2º pré-teste maquinagem da face inferior do componente da glenoide

Estratégia	Avanço (mm/min)	Rotação (rpm)	Altura segurança (mm)	Profundidade Z (mm)	Sobre-espessura (mm)	Stepover (mm)	Stepdown (mm)	Número de apoios
S.H.S - Area Clearance	1800	4000	5	-25	0.25	--	0.30	
S.H.S - Waterline	1500	6000	5	-25	0	--	0.08	2
S.H.S - Horizontal Area	1500	6000	5	-25	0	--	0.10	

Tabela 4-7 – Parâmetros de corte para o 2º pré-teste maquinagem da face superior do componente da glenoide

Estratégia	Avanço (mm/min)	Rotação (rpm)	Altura segurança (mm)	Profundidade Z (mm)	Sobre-espessura (mm)	Stepover (mm)	Stepdown (mm)	Número de apoios
S.H.S - Area Clearance	1800	4000	5	-12	0.25	---	0.30	
S.H.S - Waterline	1500	6000	5	-12	0	--	0.10	
S.H.S - Horizontal Area	1500	6000	5	-24	0	--	0.10	2
S.H.S - Raster	1500	6000	5	--	0	0.08	--	

Após a maquinagem do componente segundo estas estratégias, foi possível averiguar que esta é uma solução passível de ser utilizada. Como se pode verificar na Figura 4-49, não existe desfasamento de maquinagem e que o acabamento superficial é satisfatório.



**Figura 4-49 – Vista das maquinagens do componente da glenoide com 2 apoios**

Esta solução de maquinagem tem um tempo, aproximadamente, de 1h30min. No entanto, averiguou-se que aumentando o número de apoios é possível melhorar os parâmetros de corte, nomeadamente velocidade de avanço e rotação, diminuindo o tempo de maquinagem.

#### **4.4.2.3 3º Pré-teste**

Tendo em conta o estudo realizado anteriormente definiu-se que, aumentando o número de apoios e alguns parâmetros de corte (velocidade de avanço e rotação) é possível diminuir o tempo de maquinagem. Depois de algum estudo, concluiu-se que quatro é o número de apoios ideal.

Após as alterações devidas no programa, procedeu-se a realização do último teste. Os parâmetros de corte utilizados encontram-se na Tabela 4-8 e Tabela 4-9.

Concluído o teste de maquinagem verificou-se que os apoios foram eficazes. Estes foram capazes de sustentar as vibrações que ocorrem durante as operações de maquinagem, sobretudo na maquinagem da face superior, que é aquela que possui menos material de apoio. Também, como se pode ver na Figura 4-50, verificou-se que não existem desvios entre as duas faces maquinadas. Com este método de fixação foi possível aumentar a velocidade de avanço e rotação, permitindo a diminuição do tempo de maquinagem em, aproximadamente, 15 min.

O aumento da velocidade de rotação permite obter um bom acabamento superficial, como, por exemplo, é o caso da superfície superior representada na Figura 4-51.

Tabela 4-8 – Parâmetros de corte para o 3º pré-teste maquinagem da face inferior do componente da glenoide

Estratégia	Avanço (mm/min)	Rotação (rpm)	Altura segurança (mm)	Profundidade Z (mm)	Sobre-espessura (mm)	Stepover (mm)	Stepdown (mm)	Número de apoios
S.H.S - Area Clearance	2000	4000	5	-25	0.25	--	0.30	4
S.H.S - Waterline	1800	8000	5	-25	0	--	0.08	
S.H.S - Horizontal Area	1800	8000	5	-25	0	--	0.10	

Tabela 4-9 – Parâmetros de corte para o 3º pré-teste maquinagem da face superior do componente da glenoide

Estratégia	Avanço (mm/min)	Rotação (rpm)	Altura segurança (mm)	Profundidade Z (mm)	Sobre-espessura (mm)	Stepover (mm)	Stepdown (mm)	Número de apoios
S.H.S - Area Clearance	2000	4000	5	-12	0.25	--	0.30	4
S.H.S - Waterline	1800	8000	5	-12	0	--	0.10	
S.H.S - Horizontal Area	1800	8000	5	-24	0	--	0.10	
S.H.S - Raster	1800	8000	5	--	0	0.08	--	



a) Inferior

b) Superior

Figura 4-50 – Vista das maquinagens do componente da glenoide com 4 apoios



**a) Inferior**

**b) Superior**

**Figura 4-51 – Pormenor do acabamento superficial**



## 5 Resultados obtidos e sua discussão

Ao longo do presente trabalho foram obtidos resultados que serão discutidos neste capítulo. A discussão está dividida em duas partes: maquinagem da componente umeral e maquinagem da componente da glenoide.

A análise da componente umeral foca-se na maquinagem do componente em aço inoxidável AISI 316, com as estratégias apresentadas nos capítulos anteriores. Posteriormente, apresentaram-se os resultados do acabamento da superfície, rugosidade aritmética (Ra), usadas para classificar a precisão dimensional da superfície maquinada.

A análise da componente da glenoide foca-se na maquinagem do componente em polietileno (PE-500) com as estratégias delineadas nos capítulos anteriores. Também são apresentados os resultados obtidos para classificação do acabamento da superfície.

### 5.1 Maquinagem da componente umeral

Para a maquinagem, deste ou de outro qualquer componente, é necessário proceder a uma operação prévia de desbaste cujo objetivo é colocar todas as superfícies em esquadria. Este é um dos procedimentos básicos e importantes a realizar, pois é a partir destas superfícies que se garante parâmetros importantes para a maquinagem, tais como o zero-peça e o zero-ferramenta.

Realizada a operação de desbaste em todas as faces, segue-se o aperto do bloco na prensa e a calibração do zero-peça e dos zeros-ferramentas. Neste caso específico, determinou-se que o zero-peça é ao centro do bloco e que o ponto zero-ferramenta é a face superior do bloco. A calibração do zero-peça foi feita com recurso a um comparador analógico (Figura 5-1 a)), em que este toca nas superfícies paralelas do bloco, sendo que o ponto zero corresponde a metade dessa dimensão. Por sua vez, a calibração do zero-ferramenta consistiu em aproximar a ferramenta de corte de um calibrador de alturas analógico que se encontrava numa superfície de referência, que neste caso foi a superfície superior do bloco (Figura 5-1 b)). Após cada medição os valores são inseridos no *setup* da máquina.

Após estes procedimentos iniciais necessários, procedeu-se à execução da maquinagem. É de referir que durante as operações de corte, utilizou-se fluido de corte líquido. Assim sendo, a maquinagem deste componente iniciou-se pela estratégia de desbaste *Surface High Speed - Area Clearance*, com uma ferramenta de diâmetro largo, seguindo-se por um redesbaste, utilizando a estratégia *Surface High Speed - Rest Roughing*, com uma ferramenta de corte de menor diâmetro que a inicial. As Figura 5-2 e Figura 5-3 mostram o estado final do bloco após a maquinagem com a respetiva estratégia.



a) Determinação do zero-peça



b) Determinação do zero-ferramenta

Figura 5-1 – Determinação dos parâmetros de referência



Figura 5-2 – Desbaste com a estratégia *Surface High Speed - Area Clearance*



Figura 5-3 – Redesbaste com a estratégia *Surface High Speed - Rest Roughing*



Após a maquinagem com as estratégias de desbaste, seguiu-se a maquinagem de pré-acabamento e acabamento. O acabamento na cabeça foi dado pela estratégia *Surface High Speed - Waterline* (Figura 5-4).

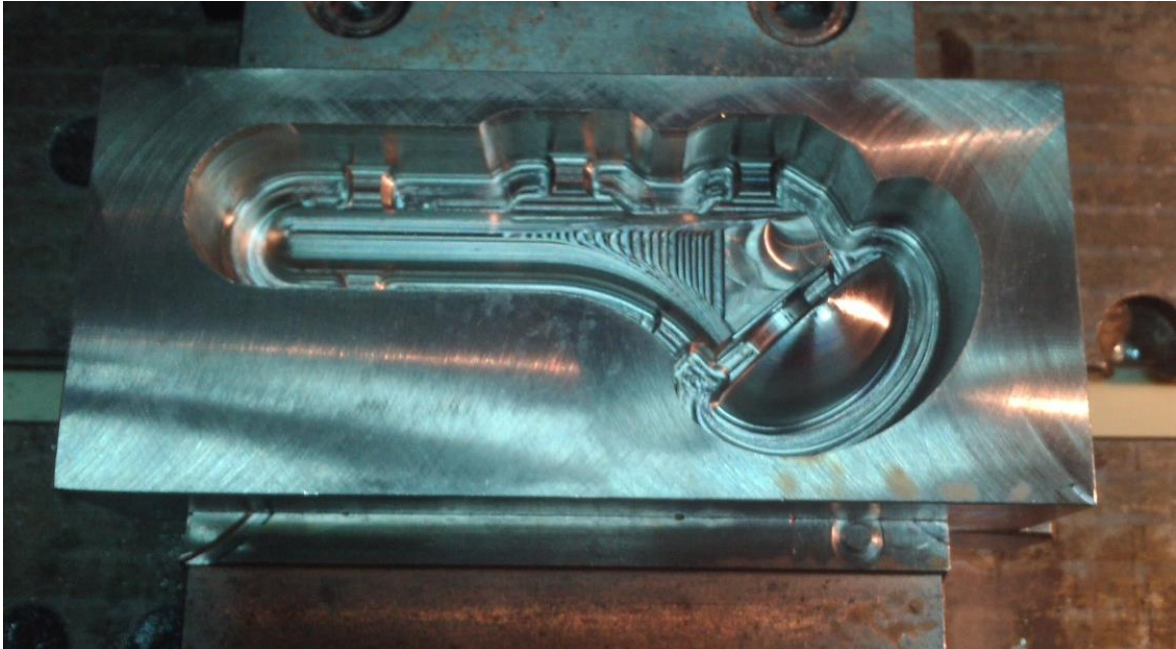


Figura 5-4 – Acabamento na cabeça com a estratégia *Surface High Speed - Waterline*

Por sua vez, a mesma estratégia, a *Surface High Speed - Waterline*, foi utilizada como pré-acabamento na zona da haste (Figura 5-5). O acabamento final desta região foi dado pela estratégia *Surface High Speed - Scallop* (Figura 5-6).

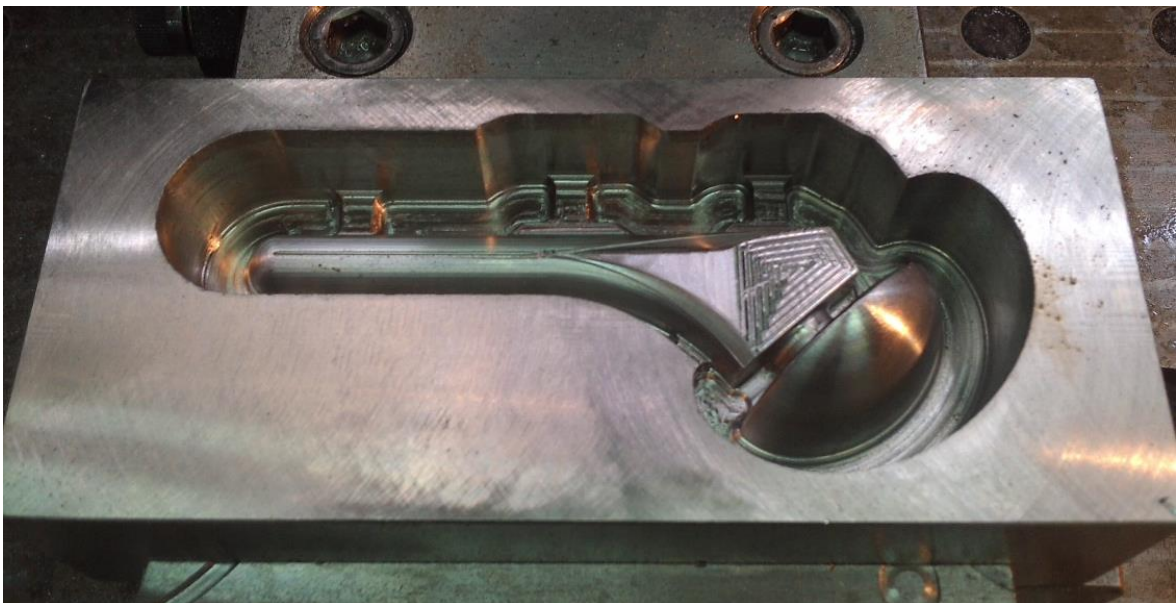
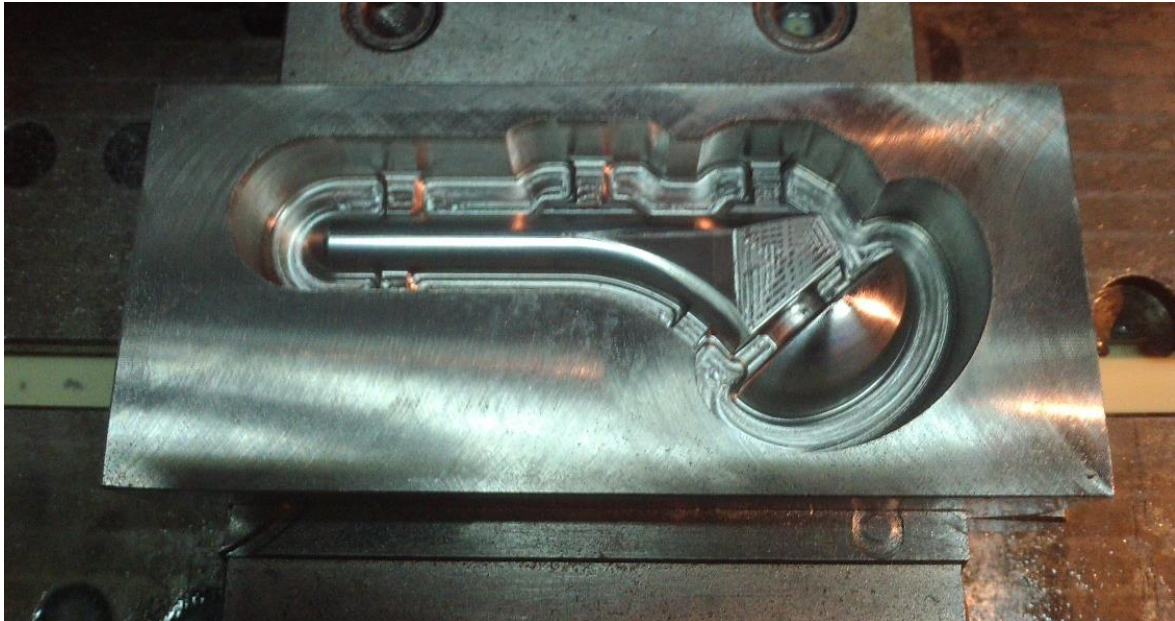


Figura 5-5 – Pré-acabamento na haste com as estratégias *Surface High Speed - Waterline*



**Figura 5-6 – Acabamento na haste com a estratégia *Surface High Speed - Scallop***

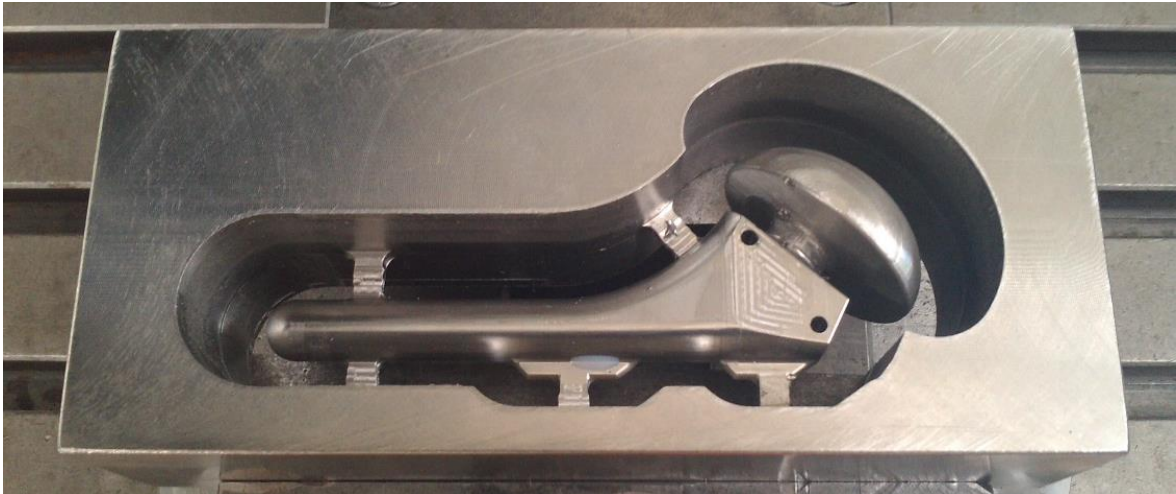
Concluída a maquinagem desta face, procedeu-se à viragem do bloco e de novo à calibração do zero-peça, e dos zero-ferramenta. Como já referido anteriormente, recorreu-se ao *software* CAM, espelhou-se a peça no ambiente virtual do programa e regenerou-se o programa, obtendo as estratégias e por sua vez o programa relativo a outra face não maquinada.

Maquinadas as superfícies, procedeu-se à operação de furação. A primeira etapa consistiu na realização de um pequeno furo com a estratégia *Simple Drill* (Figura 5-7), de modo a guiar a broca helicoidal durante a furação.

A maquinagem ficou concluída com a aplicação da estratégia de furação *Chip Break* (Figura 5-8).

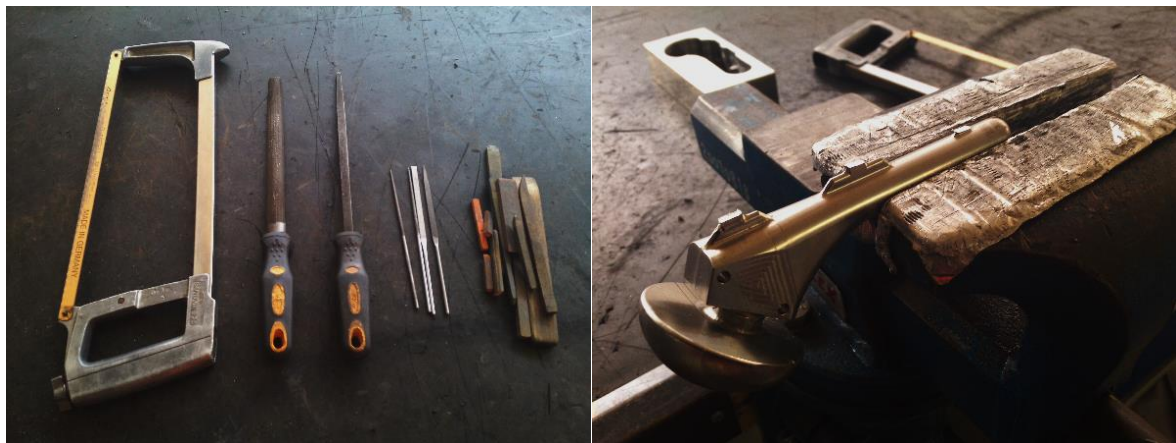


**Figura 5-7 – Pontos criados com a estratégia *Simple Drill***



**Figura 5-8 – Furação criada com a estratégia Chip Break**

Depois de um controlo visual e dimensional procederam-se às operações manuais. Para tal, recorreu-se a uma bancada de trabalho equipada com um torno de bancada, onde se utilizaram ferramentas de manuseio manual, tais como a serra, limas e pedras de polir (Figura 5-9 a)). Com a serra, serraram-se todos os apoios, desprendendo o componente do bloco. Posteriormente, utilizando limas e algumas pedras de polir, aperfeiçoaram-se as zonas cortadas (Figura 5-9 b)).



**a) Ferramentas manuais utilizadas**

**b) Aperfeiçoamento das zonas cortadas**

**Figura 5-9 – Operações manuais**

Após libertar a peça do bloco e numa análise mais detalhada, averiguou-se que o desfasamento entre a maquinagem das duas faces é mínimo (Figura 5-10 a)) e o acabamento da segunda face de maquinagem, sobretudo na cabeça, é de menor qualidade. Isto acontece devido as vibrações que ocorrem durante a maquinagem pela diminuição do material de apoio (Figura 5-10 b)).

No que diz respeito ao acabamento final, este componente foi polido manualmente, recorrendo à máquina de duas escovas. A operação de polimento iniciou-se com um rompimento por intermedio de uma escova de sisal com um abrasivo, seguindo-se o lustro que utiliza uma escova de algodão com pasta de lustrar. O polimento foi realizado pelas mãos de um trabalhador experiente, como mostra a Figura 5-11 a). Como resultado e observando a Figura 5-11 b), obteve-se uma peça perfeitamente polida e com aspeto brilhante.



a) Desfasamento da maquinagem

b) Diferença entre acabamentos

Figura 5-10 – Análise do componente umeral



a) Operação de polimento

b) Aspeto final após o polimento

Figura 5-11 – Polimento

De modo a verificar a qualidade da maquinagem e do acabamento, procederam-se às medições das rugosidades. Neste sentido, foram medidos os valores da rugosidade média aritmética ( $R_a$ ), comparando-os com os valores da rugosidade teóricos. Segundo Mattei *et al.* (2011), para a cabeça em aço inoxidável a  $R_a$  admitida é de  $0.01 \mu\text{m}$  a  $0.05 \mu\text{m}$ . Na falta de valores de rugosidade para o restante componente, nomeadamente da zona da haste, assumiu-se que estes serão os valores de referência para o restante componente.

Os valores de rugosidade encontram-se indicados na Tabela 5-1 e Tabela 5-2, que correspondem às medições antes e depois do polimento, respetivamente. Os valores obtidos foram retirados de vários pontos do componente, como mostra a Figura 5-12. A maquinagem inferior e superior corresponde à primeira e segunda maquinagem, respetivamente.

Tabela 5-1 – Rugosidades medidas antes do polimento do componente umeral

Componente umeral	Cabeça		Haste					
			Haste Inferior			Haste Superior		
	a)	b)	c)	d)	e)	f)	g)	h)
Lt (mm)					1.50			
cut-off (mm)					0.25			
Ra (µm) (Mattei <i>et al.</i> , 2011)					0.01 – 0.05			
Ra (µm)	0.41	0.93	0.20	0.35	0.51	0.17	0.43	0.64

Tabela 5-2 – Rugosidade medidas depois do polimento do componente umeral

Componente umeral	Cabeça		Haste					
			Haste Inferior			Haste Superior		
	a)	b)	c)	d)	e)	f)	g)	h)
Lt (mm)					1.50			
cut-off (mm)					0.25			
Ra (µm) (Mattei <i>et al.</i> , 2011)					0.01 – 0.05			
Ra (µm)	0.06	0.04			≈ 0.01			

Como é possível observar na Tabela 5-2, os valores de rugosidade obtidos são muito reduzidos, nomeadamente os valores de rugosidade da haste. Isto deve-se, à resolução da escala do rugosímetro ser inadequada para a medição deste tipo de polimento, uma vez que o rugosímetro realiza a aproximação dimensional na segunda casa decimal. No entanto, apesar de não obter o valor de rugosidade exato, pode-se concluir que os valores aproximam-se do intervalo admissível e que o polimento realizado foi bastante proveitoso (Figura 5-12).



Figura 5-12 – Pontos para medição das rugosidades componente umeral

## 5.2 Maquinagem do componente da glenoide

Para a maquinagem do componente da glenoide, à semelhança do componente anterior, inicia-se tendo um bloco já em esquadria e com o zero-peça e zeros-ferramenta definidos. O material utilizado na maquinagem deste componente é o mesmo utilizado durante os testes de maquinagem, o polietileno PE-500.

Por uma questão facultativa, optou-se por maquinar dois componentes no mesmo bloco. Para isto, adicionou-se no ambiente gráfico do *software* CAM, outra peça, seguindo-se a adaptação das estratégias criadas. Com o aumento do bloco de maquinagem, aumenta também a área de contacto entre a prensa, proporcionando um melhor aperto. A maquinagem do componente da glenoide, como mostra a Figura 5-13, iniciou-se pela região inferior, utilizando para desbaste a estratégia *Surface High Speed - Area Clearance*.

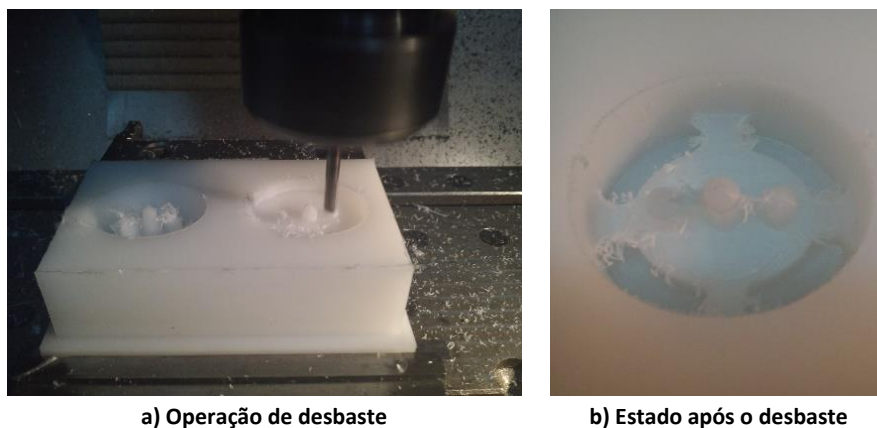


Figura 5-13 – Desbaste da região inferior

Tendo em conta a eficácia do desbaste na remoção de todo o material, procederam-se às estratégias de acabamento. Deste modo, foram utilizadas as estratégias, *Surface High Speed - Waterline* e *Surface High Speed - Horizontal*, cujos objetivos são: eliminar a sobre-espessura deixada deliberadamente durante as operações de desbaste (Figura 5-14 a)) e de aprimorar a superfície maquinada (Figura 5-14 b)).

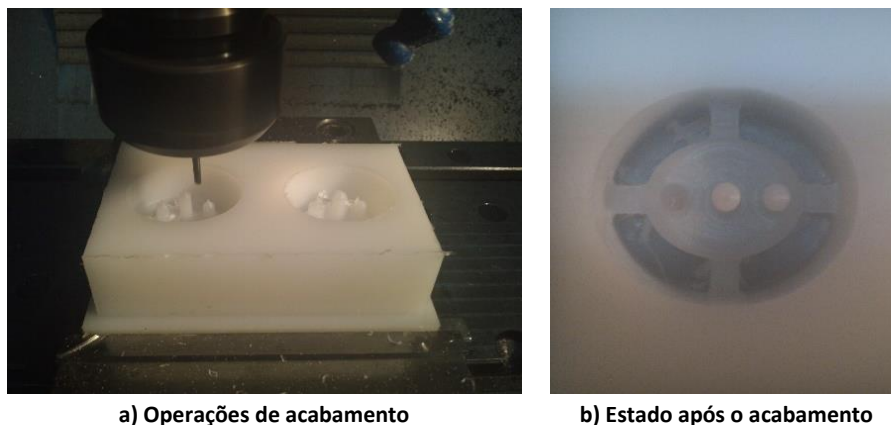


Figura 5-14 – Acabamento do componente para a região inferior

Após a maquinagem desta região, procedeu-se à viragem do bloco e à calibração do zero-peça e dos zeros-ferramenta. Posto isto, iniciou-se o desbaste da região superior, com a estratégia *Surface High Speed - Area Clearance* (Figura 5-15).

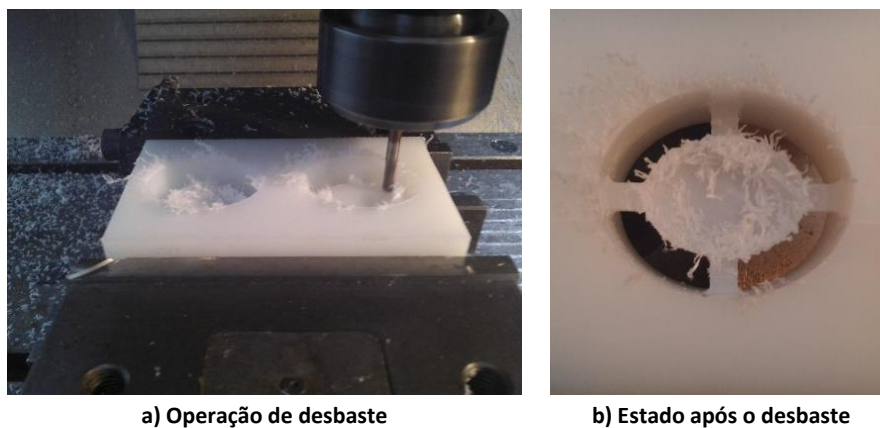


Figura 5-15 – Desbaste da região superior

Seguiram-se as estratégias de acabamento *Surface High Speed - Waterline* e *Surface High Speed - Horizontal Area* (Figura 5-16 a)). Estas estratégias atuam na maquinagem do contorno exterior, removendo a sobre-espessura deixada pelo desbaste (Figura 5-16 b)).

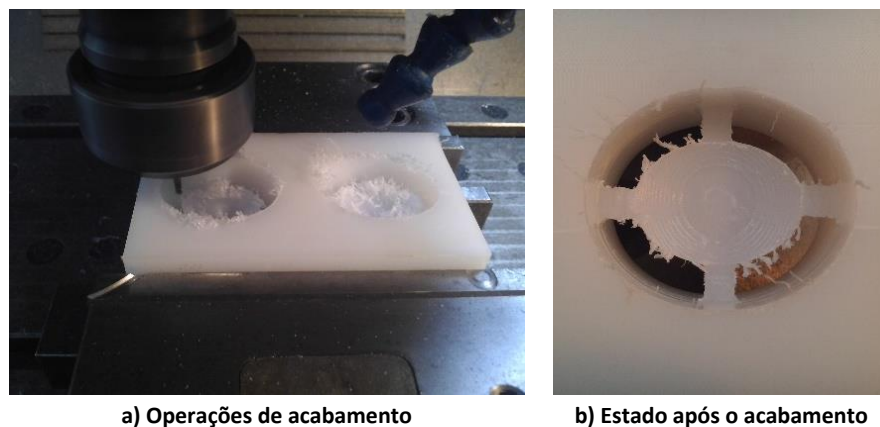
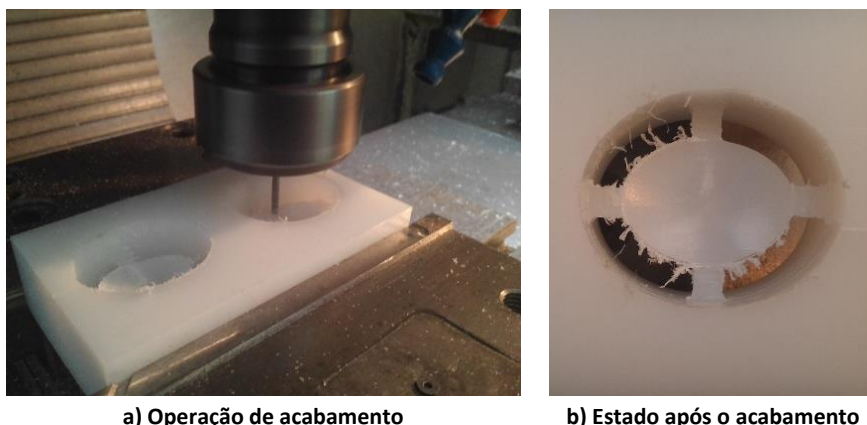


Figura 5-16 – Acabamento do contorno do componente para a região superior

Por fim, e utilizando a estratégia *Surface High Speed - Raster*, realizou-se o acabamento na superfície côncava que caracteriza esta região (Figura 5-17).

Durante a maquinagem foi utilizado fluido de corte gasoso, ar comprimido, que durante as operações de maquinagem é projetado na área de corte. Após a maquinagem de todas as estratégias, verificou-se que o componente maquinado respeita as dimensões do projeto e que este não apresenta desfasamentos entre a maquinagem inferior e superior. Ainda se averigua que o acabamento da peça é bastante razoável (Figura 5-18). O componente foi libertado, do seu bloco, recorrendo as mesmas ferramentas e técnicas manuais utilizadas para o componente umeral.



a) Operação de acabamento

b) Estado após o acabamento

Figura 5-17 – Acabamento da superfície côncava do componente para a região superior



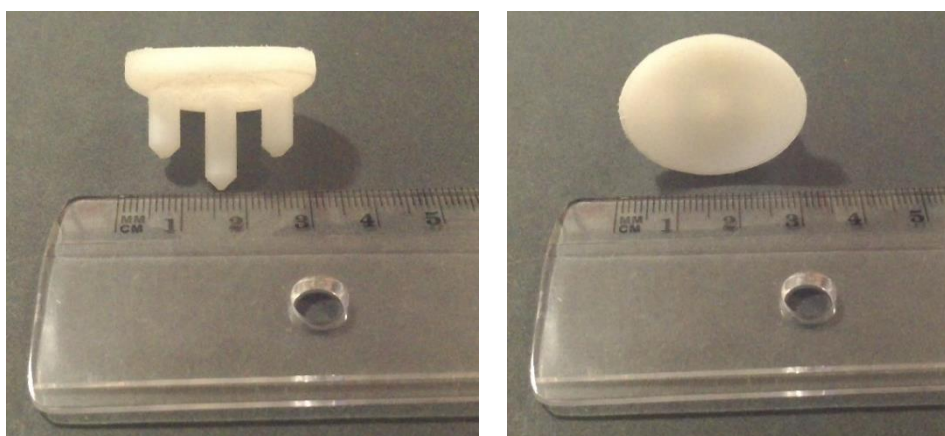
a) Geral

b) Maquinagem inferior

c) Maquinagem superior

Figura 5-18 – Análise do componente da glenoide

No que diz respeito ao acabamento, este componente foi polido manualmente recorrendo a um tecido de flanela e a massa de polir. Isto porque, o polimento utilizando a máquina de polir anterior é difícil de realizar, pois este além de ser um componente de pequenas dimensões, o seu material é frágil quando submetido aquele tipo de rotações. Após a passagem por todo o polimento este ficou com um aspeto liso, como se pode ver na Figura 5-19.



a) Região inferior

b) Região superior

Figura 5-19 – Aspeto final do componente da glenoide após o polimento

Os valores da rugosidade aritmética ( $R_a$ ) encontram-se registados na Tabela 5-3 e Tabela 5-4, que correspondem às operações antes e depois do polimento, respetivamente. Os valores obtidos são comparados com os valores admitidos para este tipo de componente. Este componente é um



polietileno, que segundo Mattei *et al.* (2011), admite valores de Ra na ordem dos 0.1  $\mu\text{m}$  a 2.5  $\mu\text{m}$ . À semelhança do componente anterior, estes valores irão ser os valores de referência para o restante componente. Os valores de rugosidade foram medidos nos locais assinalados na Figura 5-20.

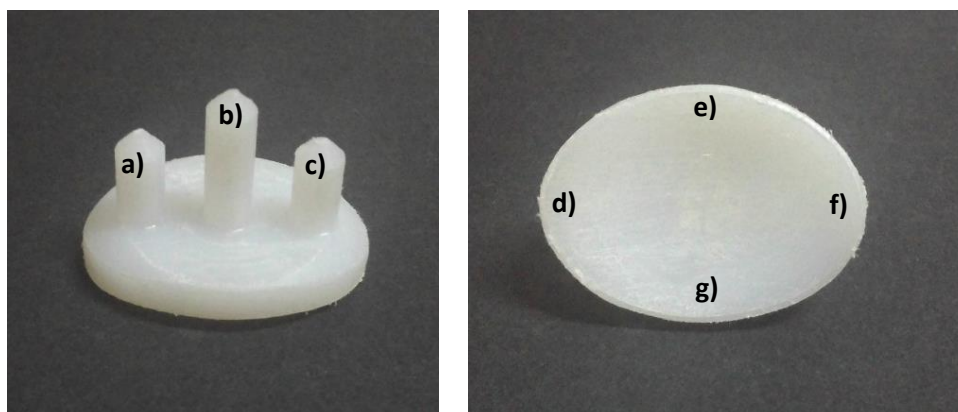
Tabela 5-3 – Rugosidades medidas antes do polimento do componente da glenoide

Componente da glenoide	Inferior			Superior			
	a)	b)	c)	d)	e)	f)	g)
Lt (mm)				1.50			
cut-off (mm)				0.25			
Ra ( $\mu\text{m}$ ) (Mattei <i>et al.</i> , 2011)				0.1 – 2.5			
Ra ( $\mu\text{m}$ )	1.31	1.17	1.05	0.85	1.15	1.97	0.61

Tabela 5-4 – Rugosidades medidas depois do polimento do componente da glenoide

Componente da glenoide	Inferior			Superior			
	a)	b)	c)	d)	e)	f)	g)
Lt (mm)				1.50			
cut-off (mm)				0.25			
Ra ( $\mu\text{m}$ ) (Mattei <i>et al.</i> , 2011)				0.1 – 2.5			
Ra ( $\mu\text{m}$ )	1.14	1.41	1.27	1.46	2.30	1.52	1.80

Os valores de rugosidade obtidos após o polimento (Tabela 5-4) quando comparados com os valores de rugosidade da maquinagem (Tabela 5-3) apresentam valores superiores. Poder-se-á afirmar, que este tipo de polimento realizado não favorece a superfície. No entanto, os valores respeitam, na sua maioria, o intervalo de rugosidade para este tipo de material. Apesar de o polimento não ser considerado o melhor, este componente respeita as especificações pretendidas.



a) Região inferior

b) Região superior

Figura 5-20 – Pontos para medição das rugosidades componente da glenoide



## 6 Considerações finais

### 6.1 Conclusões

O tema proposto para a presente dissertação consistia na maquinação de uma prótese total, utilizada na artroplastia total do ombro, recorrendo a um centro de maquinação CNC, com o menor número de apertos e com um bom acabamento superficial ou seja baixa rugosidade.

Com o aumento de lesões articulares e necessidade de rapidez de intervenção, a Engenharia Mecânica ganha cada vez mais expressividade na indústria biomédica, nomeadamente na conceção e fabrico de dispositivos médicos e acessórios ortopédicos. Neste sentido, optou-se por realizar o presente trabalho no sentido que desenvolver alguns estudos sobre os métodos de fabrico. Deste modo, estabeleceu-se dois casos de estudo que no seu conjunto formam os componentes protéticos utilizados na artroplastia total do ombro. O primeiro caso de estudo, consistiu na maquinação do componente umeral que compreende a haste, pescoço e a cabeça, e o segundo caso o componente da glenoide, que consiste numa pequena peça com uma superfície côncava.

Os modelos tridimensionais dos componentes em estudo foram desenvolvidos com base nos modelos disponibilizados pela empresa *Zimmer*<sup>®</sup> utilizando o *software* CAD CATIA V5R19. A fim de realizar um estudo sobre a melhor estratégia de maquinação, os modelos CAD foram submetidos a um *software* CAM Mastercam X7. Estes, posteriormente foram maquiados num centro de maquinação utilizando materiais como o aço inoxidável AISI 316 e o polietileno PE-500.

Para que a maquinação fosse possível, foi necessário criar apoios capazes de fixar os componentes ao bloco. Estes apoios, além de permitirem a maquinação das duas faces, minimizam as vibrações e conseqüente mau acabamento superficial. A inexistência de apoios mostrou-se pouco adequada, pois o material cede e solta-se durante as operações de corte.

No que respeita à maquinação dos pré-testes, estes foram realizados em polietileno PE-500. Estes testes permitiram um estudo do comportamento das estratégias e parâmetros definidos para o corte, bem como do comportamento dos apoios durante o corte.

Para a maquinação do componente umeral utilizaram-se cinco apoios. A utilização de um número inferior de apoios induziria em tempos de maquinação inferior. Contudo, a redução do número de apoios na maquinação de um material metálico induz instabilidades e vibrações, que condicionam a maquinação e acabamento. Estes problemas evidenciaram-se sobretudo na segunda face de maquinação. Por esta razão decidiu-se manter o mesmo número de apoios. A maquinação do componente da glenoide foi realizada com quatro apoios. Esta foi a solução que se mostrou mais vantajosa, visto que a implementação deste número de apoios permite o aumento das velocidades de avanço e rotação levando a um inferior tempo de processamento. O aumento destes parâmetros

de corte, com este número de apoios, não influenciam a qualidade final do componente, visto que os polímeros são menos sensíveis a vibrações, quando comparados com os materiais metálicos. É de salientar que não existem melhores nem piores estratégias de maquinagem, mas sim estratégias que melhor se adequam a situações específicas de corte.

Finalmente, concluiu-se que é possível realizar a maquinagem de uma prótese utilizada na artroplastia total do ombro (componente umeral e componente da glenoide), usando apenas três eixos do centro de maquinagem, com dois apertos e com valores de rugosidade apropriados.

O tempo de maquinagem para a componente umeral foi, aproximadamente, 656 minutos (10h56min), obtendo-se rugosidades Ra entre 0.20  $\mu\text{m}$  a 0.93  $\mu\text{m}$ . Após o polimento as rugosidades obtidas aproximam-se dos valores teóricos, podendo-se concluir que o polimento foi eficaz. Por sua vez, realizou-se a maquinagem do componente da glenoide em aproximadamente 75 minutos (1h15min), obtendo-se rugosidades Ra na ordem de 1.16  $\mu\text{m}$  (valor médio). No entanto, o polimento efetuado não se mostrou eficaz, obtendo-se valores de rugosidade entre 1.14  $\mu\text{m}$  e 2.30  $\mu\text{m}$ . Isto deve-se, ao facto de o agente abrasivo ser indicado para metais e deste modo provocar um aumento da rugosidade na superfície do polímero. Contudo, os valores encontram-se dentro dos parâmetros estabelecidos.

## 6.2 Trabalhos futuros

Após o trabalho realizado na conceção e fabrico de uma prótese total utilizada na artroplastia total do ombro, propõem-se alguns tópicos para trabalhos futuros:

- Utilização de um centro de maquinagem de cinco eixos e maquinar separadamente os componentes que constituem a componente umeral;
- Utilização de outros materiais para os componentes que compõem as próteses, como ligas de titânio (Ti6Al4V) bem como o polietileno de ultra alta densidade (UHMWPE) e ainda materiais compósitos (polímeros reforçados com fibras de carbono);

## 7 Bibliografia

AAOS - **American Academy of Orthopaedic Surgeons - Orthoinfo** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.aaos.org/home.asp>.

AMARO, João *et al.* - Reabilitação da Artroplastia do Ombro com Prótese Total Invertida: protocolo do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Centro Hospitalar de Entre Douro e Vouga, E.P.E. **Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**. 21:1 (2012) 36–44.

ASTM - **Medical Device Standards and Implant Standards** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.astm.org/Standards/medical-device-and-implant-standards.html>.

BANKES, Marcus J. K.; EMERY, Roger J. H. - Pioneers of shoulder replacement : Themistocles Gluck and Jules Emile Péan. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**. 4 (1995) 259–262.

BERNARD, Francis - A short history of CATIA & Dassault Systèmes. **Dassault Systèmes**. (2003) 1–33.

BOILEAU, Pascal - Biographical Sketch: Paul M. Grammont, MD (1940). **Clinical orthopaedics and related research**. . ISSN 1528-1132. 469:9 (2011) 2422–2423. doi: 10.1007/s11999-011-1959-y.

CANELA - **CANELA** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:canelatools.com/new/pt/e-catalog/ins-cckt.php>.

CHARNLEY, John - **Acrylic Cement in Orthopedic Surgery**. Edinburgh : E&S, Livingstone LTD., 1970

CHECCHIA, Sergio Luiz *et al.* - Avaliação de resultados em artroplastia total de ombro. **Revista Brasileira de Ortopedia**. 41:5 (2006) 173–180.

CIA - **Central Intelligence Agency - Library, Publications, The World Factbook** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.cia.gov/library/publications/the-world-factbook/geos/po.html>.

CNC SOFTWARE, Inc. - **Mastercam** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.mastercam.com>.

COMPLETO, A.; FESTAS, A.; DAVIM, J. Paulo - **Tecnologia de Fabrico**. [S.l.] : Publindústria, 2009. ISBN 9789728953317.

CROWNINSHIELD, R. D. *et al.* - Cemented Femoral Component Surface Finish Mechanics. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. 355 (1998) 90–102.

DAVIM, J. Paulo - **Princípios da Maquinagem**. [S.l.] : Publindústria, 2008. ISBN 9789728953249.

DAVIM, J. Paulo; CORREIA, A. Esteves - **Maquinagem a Alta Velocidade - Fresagem/CNC**. [S.l.] : Publindústria, 2006. ISBN 9789728953058.

DECKERS, Clínica - **Clínica Deckers : Próteses Articulares** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.clinicadeckers.com.br/html/duvidas/proteses\_1.html>.

DONEGAN, Ryan P.; GALATZ, Leesa M. - A review of humeral stem removal during revision shoulder arthroplasty. **Seminars in Arthroplasty**. . ISSN 10454527. 24:1 (2013) 33–38. doi: 10.1053/j.sart.2013.04.007.

DRAKE, Richard L. .; VOLG, Wayne;; MITCHELL, Adam W. M. - **Gray's Anatomy for Students**. 2. ed. Philadelphia (PA) : Elsevier, 2010. 1103 p.

EXATECH - **Total Shoulder Replacement** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.exac.com/patients-caregivers/joint-replacement-surgery/shoulder-replacement>.

EZUGWU, E. O.; WANG, Z. M. - Titanium alloys and their machinability - a review. **Journal of Materials Processing Technology**. 68 (1997) 262–274.

FEALY, Stephen *et al.* - **Shoulder Arthroplasty: Complex Issues in the Primary and Revision Setting**. New York : Thieme, 2008

FORURIA, A. M.; ANTUÑA, S.; RODRÍGUEZ-MERCHÁN, E. C. - Shoulder hemiarthroplasty: review of basic concepts. **Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología**. . ISSN 19888856. 52:6 (2008) 392–402. doi: 10.1016/S1988-8856(08)70127-5.

GUTIERRES, Manuel *et al.* - Substitutos Ósseos Conceitos Gerais e Estado Actual. **ArquiMed**. 19 (2006) 153–162.

HAINES, J. F. *et al.* - The results of arthroplasty in osteoarthritis of the shoulder. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**. . ISSN 0301-620X. 88:4 (2006) 496–501. doi: 10.1302/0301-620X.88B4.16604.

HALLAB, Nadim James; JACOBS, Joshua James - **Orthopedic Biomaterials Orthopedic Biomaterials Design**. Chicago, IL : Elsevier, 2009. 841–882 p.

HAMID, Nady; GALATZ, Leesa M. - Total Shoulder Arthroplasty: Tried and True. **Seminars in Arthroplasty**. . ISSN 10454527. 22:1 (2011) 21–23. doi: 10.1053/j.sart.2011.01.006.

HUNTEN, D. - Historique des prothèses d'épaule: The history of shoulder replacement. **Prothèses d'épaule. État actuel**. (2008) 3–20.

JIN, Z. M. *et al.* - (v) Biotribology. **Current Orthopaedics**. . ISSN 02680890. 20:1 (2006) 32–40. doi: 10.1016/j.cuor.2005.09.005.

KABACK, Lee A.; GREEN, Andrew; BLAINE, Theodore A. - Glenohumeral arthritis and total shoulder replacement. **Medicine and health, Rhode Island**. . ISSN 1086-5462. 95:4 (2012) 120–124.

KELLY, James D.; HOBGOOD, E. Rhett - Positive culture rate in revision shoulder arthroplasty. **Clinical orthopaedics and related research**. . ISSN 1528-1132. 467:9 (2009) 2343–2348. doi: 10.1007/s11999-009-0875-x.

KOBAYASHI, Akira - **Machining of Plastics**. New York ed. New York : R.E. Krieger Pub., 1984. 287 p. ISBN 089874007X.

KOMANDURI, R.; REED JR., W. R. - Evaluation of carbide grades and a new cutting geometry for machining titanium alloys. **Wear**. 92:1 (1983) 113–123. doi: 10.1016/0043-1648(83)90011-X.

LANEMA - **Polietilenos| Plásticos de engenharia** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.lanema.pt>.

LÉVIGNE, Christophe; LACROIX, Philippe; GARRET, Jérôme - La prothèse d'épaule en 2010 : prothèse anatomique ou prothèse inversée ? Indications et contre-indications. **Revue du Rhumatisme Monographies**. . ISSN 18786227. 77:3 (2010) 195–200. doi: 10.1016/j.monrhu.2010.04.011.

MACHADO, A. R.; WALLBANK, J. - The effects of a high pressure coolant jet on machining. **Journal of Engineering Manufacture**. 208 (1994) 29–38. doi: 10.1243/PIME\_PROC\_1994\_208\_057\_02.

MANIVASAGAM, Geetha; DHINASEKARAN, Durgalakshmi; RAJAMANICKAM, Asokamani - Biomedical Implants : Corrosion and its Prevention - A Review. **Recent Patents on Corrosion Science**. 2 (2010) 40–54.

MATTEI, L. *et al.* - Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. **Tribology International**. . ISSN 0301679X. 44:5 (2011) 532–549. doi: 10.1016/j.triboint.2010.06.010.

MATWEB - **Matweb - Material Property Data** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.matweb.com/search/datasheet\_print.aspx?matguid=779fbdf4a2481da4b9b15a0579d929>.

NABHANI, Farhad - Wear mechanisms of ultra-hard cutting tools materials. **Journal of Materials Processing Technology**. 115:3 (2001) 402–412. doi: 10.1016/S0924-0136(01)00851-2.

NAVARRO, M. *et al.* - Biomaterials in orthopaedics. **Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society**. . ISSN 1742-5689. 5:27 (2008) 1137–1158. doi: 10.1098/rsif.2008.0151.

NEER, Charles S. - The components of our global exchange on surgery of the shoulder. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**. . ISSN 1058-2746. 4:6 (1995) 477–480.

NORMAN, T. L. *et al.* - Stem surface roughness alters creep induced subsidence and “ taper-lock ” in a cemented femoral hip prosthesis. **Journal of Biomechanics**. 34:10 (2001) 1325–1333.

ONU - United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division. **World Population Prospects: The 2012 Revision, Key Findings and Advance Tables**. (2013) 1–54.

ORTHOKNOW® - Strategic Insights into the Orthopaedic Industry. **ORTHOPAEDIC INDUSTRY ANNUAL REPORT®: Focus on Joint Replacement**. (2012) 1–8.

PAL, Bidyut; PUTHUMANAPULLY, Pramod Kumar; AMIS, Andrew A. - (ii) Biomechanics of implant fixation. **Orthopaedics and Trauma**. . ISSN 18771327. 27:2 (2013) 76–84. doi: 10.1016/j.mporth.2013.02.004.

PARK, Joon B.; BRONZINO, Joseph D. - **Biomaterials - Principles and Applications**. [S.l.] : CRC PRESS, 2003. ISBN 0849314917.

PECKNER, Donald; BERNSTEIN, Irving Melvin - **Handbook of stainless steels**. [S.l.] : Mcgraw Hill, 1977

PRITCHETT, James W. - Long-term results and patient satisfaction after shoulder resurfacing. **Journal of shoulder and elbow surgery**. . ISSN 1532-6500. 20:5 (2011) 771–777. doi: 10.1016/j.jse.2010.08.014.

PUTZ, R.; PABST, R. - **Atlas de Anatomia Humana Sobotta - Volume 2: Tronco, vísceras e extremidade inferior**. 21. ed. [S.l.] : Guanabara Koogan, 2000. ISBN 3-437-41940-4.

QUAKER - **Machinability Ratings** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.quakerchem.com/wp-content/uploads/pdf/skill\_builders/no10\_machinability\_ratings.pdf>.

RAMADA - **Aços Inoxidáveis e Refractários** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.ramada.pt/index.php?cat=50&eb=13>.

RATNER, Buddy D.; BRYANT, Stephanie J. - Biomaterials: Where We Have Been and Where We Are Going. **Annual review of biomedical engineering**. . ISSN 1523-9829. 6:1 (2004) 41–75. doi: 10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140027.

RELVAS, Carlos - **Controlo Numérico Computorizado: Conceitos Fundamentais**. [S.l.] : Publindústria, 2012. ISBN 9789728953980.



REZENDE, Camila A. De; DUEK, Eliana Ap. R. - Blendas de Poli (Ácido Lático-co-ácido Glicólico)/ Poli (Ácido Lático): Degradação in vitro. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**. 13:1 (2003) 36–44.

RODRIGUES, Luciano Brito - Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**. . ISSN 1808-7310. 9:2 (2013) 63–76. doi: 10.4013/ete.2013.92.02.

RPA - **RPA - Registo Português de Artroplastias** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.rpa.spot.pt>.

SCHNEIDER, David J.; LEE, Thay Q. - The Biomechanics of Total Shoulder Arthroplasty. **Operative Techniques in Orthopaedics**. 12:1 (2002) 2–9. doi: 10.1053/otor.2002.34439.

SEELEY, Rod R.; STEPHENS, Trent D.; TATE, Philip - **Anatomia e Fisiologia**. [S.l.] : Lusociência, 2005. ISBN 972-8930-07-0.

SIEKMANN, H. J. - How to machine titanium. **Tool Engineer**. (1955) 78–82.

SPR - **Sociedade Portuguesa de Reumatologia** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.spreumatologia.pt>.

STEPHENSON, David A.; AGAPIOU, John S. - **Metal Cutting - Theory and Practice**. [S.l.] : CRC PRESS, 2006

STRAUSS, Eric J. *et al.* - The glenoid in shoulder arthroplasty. **Journal of shoulder and elbow surgery**. . ISSN 1532-6500. 18:5 (2009) 819–833. doi: 10.1016/j.jse.2009.05.008.

TRENT, Edward; WRIGHT, Paul - **Metal Cutting**. [S.l.] : Butterworth-Heinemann, 2000

VEEGER, H. E. J.; HELM, F. C. T. Van Der - Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. **Journal of biomechanics**. . ISSN 0021-9290. 40:10 (2007) 2119–2129. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.016.

WALCH, Gilles; BOILEAU, Pascal; NOËL, Eric - Shoulder arthroplasty: evolving techniques and indications. **Joint, bone, spine : revue du rhumatisme**. . ISSN 1778-7254. 77:6 (2010) 501–505. doi: 10.1016/j.jbspin.2010.09.004.

WHO - **World Health Organization** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.who.int/chp/topics/rheumatic/en>.

YANG, Xiaoping; LIU, C. Richard - Machining Titanium and Its Alloys. **Machining Science and Technology**. . ISSN 1091-0344. 3:1 (1999) 107–139. doi: 10.1080/10940349908945686.

ZADEH, Hamid G.; CALVERT, Paul T. - Recent advances in shoulder arthroplasty. **Current Orthopaedics**. . ISSN 02680890. 12:2 (1998) 122–134. doi: 10.1016/S0268-0890(98)90068-8.

ZIMMER - Simple Solution for a Complex Procedure. **Zimmer® - Anatomical Shoulder™ Inverse/Reverse Systems**. (2006) 1–6.

ZIMMER - Designed by Shoulder Surgeons for Shoulder Surgery. **Zimmer® - Bigliani / Flatow® - Complete Shoulder Solution**. (2007) 1–2.

ZIMMER - Interference fit for secure initial fixation. **Zimmer® - Trabecular Metal™ Glenoide (Surgical Technique)**. (2009) 1–20.

ZIMMER - Adjustable. Convertible. Compatible. **Zimmer® - Anatomical Shoulder™ System**. (2010) 1–6.

ZIMMER - Replicates natural shoulder mobility, balance, and stability. **Bigliani / Flatow® - Complete Shoulder Solution TSA (Surgical Technique)**. (2011) 1–32.

ZIMMER - **Zimmer - Personal Fit, Renewed Life** [Em linha], atual. 2014. Disponível em WWW:<URL:www.zimmer.com/en-US/index.jsp>.

## **Anexo**



## 7.1 Anexo A: Comparação da simulação

A ferramenta *Compare* é uma ferramenta extremamente útil usada na comparação das superfícies maquinadas pelo simulador em relação ao modelo original. A leitura é realizada através de cores, em que cada uma respeita um dado intervalo de tolerância.

A verde é aquele intervalo que abrange todas as dimensões próximas da geometria da peça original. As cores de tom azul indicam os intervalos que abrangem o excesso de material. As cores de tom avermelhado indicam o oposto, ou seja, intervalos onde existe carência de material. Foram utilizados intervalos no valor de 0.2 mm.

As Figuras A-1 e A-2, mostram o resultado da aplicação desta ferramenta nos dois componentes maquinados.



Figura A-1 – Resultado da aplicação da ferramenta *Compare* para a componente umeral

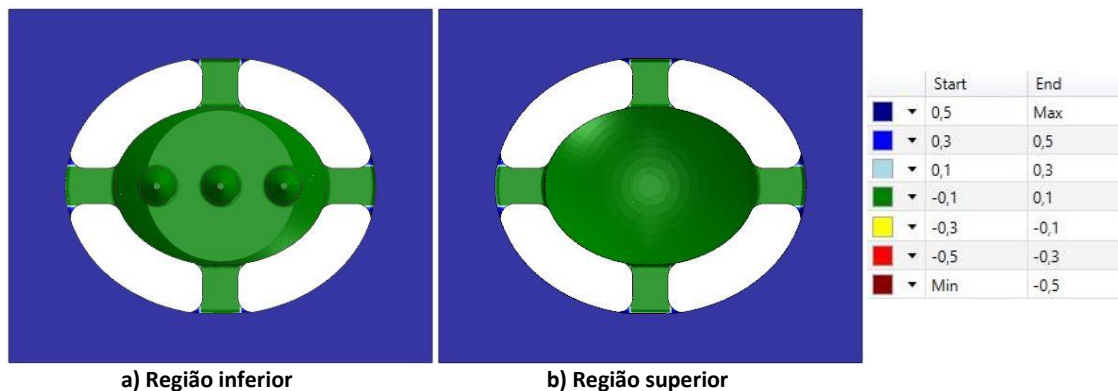


Figura A-2 – Resultado da aplicação da ferramenta *Compare* para o componente da glenoide