

Comportamento Tribológico de Materiais para Prótese da Anca

Luís Miguel Fonseca de Sousa

Dissertação do MIEM

Orientador: Professor Doutor António Paulo Monteiro Baptista



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Julho 2010

*À minha esposa Salomé
e ao meu filho Tiago*

Resumo

O número de artroplastias da anca tem vindo a crescer nos últimos anos, resultado do aumento da esperança média de vida da população mundial. Consequentemente, é necessário cada vez mais desenvolver materiais biomédicos que sirvam o propósito destas intervenções cirúrgicas, que é o de melhorar a qualidade de vida dos pacientes.

A avaliação experimental *in vitro* destes materiais, nomeadamente no que respeita ao seu comportamento tribológico, é fundamental para a sua validação e constante melhoria, pelo que os equipamentos de teste como o simulador da articulação da anca, desempenham um papel preponderante.

Tendo em consideração a especificidade dos temas abordados e a sua multidisciplinaridade, este trabalho começa por apresentar os resultados de uma vasta pesquisa bibliográfica, onde são abordados os conceitos anatómicos da articulação coxo-femural e da biomecânica da anca, sendo efectuada também a contextualização clínica da artroplastia da anca. É realizada uma abordagem mais aprofundada aos materiais biomédicos, focalizada essencialmente nos aplicados na prótese da anca. Ainda neste capítulo, é feito um breve resumo histórico da artroplastia da anca, desde a sua origem até à actualidade e dos materiais experimentados e desenvolvidos para este efeito, dando particular relevância às suas propriedades mecânicas e características de biocompatibilidade. Por último, é apresentado o conceito de biotribologia, associado ao comportamento das superfícies dos pares articulares em interacção.

Após a contextualização realizada no âmbito da pesquisa bibliográfica, procedeu-se ao estudo experimental do comportamento tribológico de pares articulares do tipo Cerâmico/Cerâmico, Cerâmico/Polímero, Metal/Metal e Metal/Polímero, recorrendo para isso a um simulador da articulação da anca. Foi feita a caracterização inicial das amostras, dando-se de seguida início aos testes de desgaste. No final de cada período de teste, após conveniente limpeza das amostras, estas foram pesadas e sujeitas à análise da superfície, por rugosimetria e/ou micrografia.

Neste trabalho de investigação, foi notório o bom comportamento tribológico dos pares articulares do tipo Cerâmico/Cerâmico e Metal/Metal, apesar de neste último se verificar uma maior deformação plástica e consequentemente, algum desgaste.

Na interacção dos componentes femurais de cerâmica ou metal, com cúpulas acetabulares em polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), é evidente a conservação das condições superficiais dos dois primeiros e a degradação do material polimérico.

O simulador comprovou a sua utilidade na realização de testes de desgaste de próteses da anca, tendo, dentro das suas limitações, executado os ensaios pretendidos.

Tribological behaviour of materials for hip joint prosthesis

Abstract

The number of hip arthroplasties increased in the last years, as a result of the average life expectancy growing up of the population. Therefore, it becomes more and more necessary to develop biomedical materials that serve the purpose of these surgeries, which is to improve the patient's quality of life.

The experimental evaluation in vitro of these materials, particularly in which concerns their tribological behaviour, is essential for its validation and continuous improvement, reason why the test equipments like the hip joint simulator, play an important role.

Considering the specificity of the subjects and their multidisciplinary approach, this paper begins by presenting the results of an extensive bibliographical research, which lecture on the concepts of the hip joint anatomy and biomechanics of the hip, and also provide the clinical contextualization of hip arthroplasty. It is performed a thorough approach to biomedical materials, focused mainly those applied in hip prosthesis. In this chapter, it is presented as well an historical abridgment of the hip arthroplasty, since from its origins to nowadays, as well as the materials tested and developed for this purpose, with particular relevance to their mechanical properties and biocompatibility. Lastly, it is introduced the concept of biotribology, connected to the interacting couples surfaces behaviour.

After the contextualization performed within the bibliographical research, an experimental study of the tribological behaviour of Ceramic on Ceramic, Ceramic on Polymer, Metal on Metal and Metal on Polymer couples was conducted, using for this proposal an hip joint simulator. It was made the initial characterization of the specimens, beginning after that the wear tests. At the end of each test period and after appropriate cleaning of the specimens, they were weighed and subjected to surface analysis by rugosimetric and / or micrograph methods.

Within this research, it was remarkable the good tribological behaviour of the Ceramic on Ceramic and Metal on Metal couples, although in the last one it was shown a larger plastic deformation and consequently, some wear.

In the interaction of the femoral components, ceramic or metal, with ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) liners, it is manifest the conservation of the surface conditions in the two first mentioned components and a degraded surface in the polymeric material.

The simulator has proven its usefulness in wear tests of hip joint prosthesis, having within its limits, carried out the required tests.

Comportement tribologique des matériaux pour les prothèses articulaires de l'hanche

Résumé

La quantité d'arthroplasties de l' hanche est plus grande ces dernières années, en conséquence de l'augmentation de l'espérance moyenne de vie de la population. Par conséquence, il est de plus en plus nécessaire développer des matériaux biomédicaux qui aident dans ces opérations pour améliorer la qualité de vie des patients.

L'évaluation expérimentale in vitro de ces matériaux, en particulier en ce qui concerne leur comportement tribologique, est essentielle pour leur validation et amélioration constantes, c'est pour ça que les équipements d'essai tels que le simulateur d'articulation de l'hanche jouent un rôle prépondérant.

Vu la spécificité des matières abordées et leur approche multidisciplinaire, ce document commence pour rapporter les résultats d'une recherche documentaire approfondie, abordant les concepts anatomiques de l'articulation de l'hanche et sa biomécanique. Il se rapporte aussi aux matériaux biomédicaux de l'arthroplastie de l'anche, surtout ceux qui s'appliquent à la prothèse de l'hanche. Encore dans ce chapitre on présente un bref résumé historique de l'arthroplastie de l'hanche, lors ses origines à nos jours, ainsi que les matériaux testés et développés, surtout en ce qui concerne leurs propriétés mécaniques et de biocompatibilité. Pour conclure, on présente le concept de bio tribologie associé au comportement des surfaces de paires articulaires interagissantes.

Suite à la contextualisation effectuée sur la recherche bibliographique, on a fait l'étude expérimentale du comportement tribologique de paires articulaires des types Céramique/Céramique, Céramique/Polymère, Métal/Métal et Métal/Polymère, avec l'aide d'un simulateur d'articulation de l'hanche. Il a été faite la caractérisation initiale des échantillons, répétée tout de suite après les essais d'usure. À la fin de chaque test, les échantillons ont été parfaitement nettoyés et de suite on a pris leurs poids et on a fait leur analyse de surface par rugosité et/ou micrographie.

Dans ce travail de recherche, c'est notoire la bonne performance des paires des types Céramique/Céramique et Métal/Métal, malgré dans ce dernier cas y avoir une plus grande déformation plastique et conséquemment quelque usure.

Dans l'interaction des composants pour le fémur en céramique ou métal, avec des cupules en polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE), il est évident la conservation des états superficielles dans les deux premières et la dégradation des matériaux polymères.

Le simulateur a confirmé son utilité pour la réalisation d'essais d'usure de la prothèse de l'hanche et même comptant ses limitations, il a accompli les essais prétendus.

Agradecimentos

As minhas palavras são de reconhecimento a todas as pessoas da FEUP, que de alguma forma apoiaram a realização deste trabalho e contribuíram para o seu sucesso.

Expresso os meus sinceros agradecimentos, em primeiro lugar ao Professor Doutor António Paulo Monteiro Baptista, meu orientador nesta tese de Mestrado, pela feliz oportunidade que me deu de realizar este trabalho e pela sua orientação sábia e ponderada. Agradeço também todo o apoio e disponibilidade que me fez conhecer, a compreensão que sempre demonstrou e a confiança que depositou em mim, sem os quais o êxito deste trabalho não seria o mesmo.

Agradeço também especialmente, o incansável apoio do Eng. Miguel Figueiredo, Director do Laboratório de Ensaios Tecnológicos (LET) da FEUP, que sempre com prontidão me auxiliou na configuração do simulador da articulação da anca e na sua vigilância no decorrer dos testes, nos períodos em que me encontrava ausente.

Ao Eng. Rui Silva e ao Sr. Francisco, também do LET, pela colaboração na manutenção do simulador.

Às Oficinas de Mecânica da FEUP, pelo fabrico dos suportes dos componentes acetabulares.

Ao Eng. Jorge Reis, da Secção de Mecânica Aplicada, pelo suporte técnico à componente eléctrica e instrumental do simulador.

Ao Professor Doutor Lucas da Silva e ao Eng. Eduardo Marques, pelo auxílio na selecção e aplicação de um adesivo estrutural, para a fixação dos componentes acetabulares nos suportes concebidos.

Ao Eng. Ramiro Martins, da Unidade de Tribologia e Manutenção Industrial (CETTRIB), pela colaboração na análise topográfica das amostras, no decorrer dos ensaios.

À Eng.^a Beatriz Graça, responsável pelo Laboratório de Tribologia, pela disponibilização dos equipamentos necessários à preparação das amostras para as medições gravimétricas.

Ao Professor Doutor Carlos Sá, Director do Centro de Materiais da Universidade do Porto (CEMUP), pelo auxílio na selecção dos métodos adequados para visualização das amostras no microscópio electrónico de varrimento.

Ao Dr. Rui Rocha, também do CEMUP, pela colaboração na visualização das amostras no microscópio electrónico de varrimento e interpretação das imagens obtidas.

Ao Dr. Adelino Silva, Director Geral da Biomet Portugal Unipessoal, Lda, por nos ter aberto as portas da empresa e contribuído com uma parte das amostras para a realização deste trabalho.

Ao Eng. Rui Campos, também da Biomet, pela sua disponibilidade.

Ao Sr. Fausto Sbaiz, responsável pelo Laboratório de Testes Mecânicos da empresa fabricante de próteses articulares LIMA, LTO, pelo interesse demonstrado na colaboração com este projecto, contribuindo com uma parte das amostras para a realização deste trabalho e por ter partilhado os seus conhecimentos e experiência nesta área, que foram de grande ajuda.

Ao Sr. Daniël van Akkeren, da empresa Tico Europe Ltd., pela cooperação dada no fornecimento especial de líquido sinovial bovino.

Ao Prof. Vesa Saikko do Laboratório de Concepção de Máquinas do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Tecnologia de Helsínquia, pela partilha de conhecimentos, pelas questões que nunca se escusou a esclarecer e pelas válidas opiniões que me transmitiu, alicerçadas no seu saber e experiência.

Ao emérito Prof. John P. Paul, da Universidade de Strathclyde, cooperador do *Technical Committee ISO/TC 150, Implants for surgery, Subcommittee SC 4, Bone and joint replacements* que esteve na origem da norma ISO 14241, pelas suas ideias e partilha de opinião.

Aos meus pais, pelo apoio sempre presente, a mim e à minha família.

À minha esposa, pelos momentos ausentes, mesmo estando presente e por todo o seu apoio e compreensão. Também pelas opiniões esclarecidas nos assuntos referentes à área clínica e pela colaboração na revisão do texto.

Ao meu filho, pelas noites que adormeceu sem me ver e pelas brincadeiras a que faltei.

Índice de Conteúdos

1	Introdução	3
2	Pesquisa bibliográfica	6
2.1	Anatomia da articulação coxo-femural	6
2.1.1	Osteologia da Anca	6
2.1.2	Morfologia	7
2.1.3	Mobilidade	9
2.1.4	Aspectos tribológicos	12
2.2	Biomecânica da Anca	14
2.2.1	Geometria da articulação	14
2.2.2	Comportamento das superfícies de contacto da articulação	15
2.3	Artroplastia da Anca	18
2.3.1	Contextualização clínica	20
2.3.2	Tipos de Artroplastia da Anca	21
2.4	Materiais Biomédicos para Prótese da Anca	27
2.4.1	Biomateriais	27
2.4.2	Cronologia da artroplastia da anca e do desenvolvimento de materiais para a prótese da anca	28
2.4.3	Escolha de biomateriais para a artroplastia total da anca	31
2.4.4	Características dos materiais utilizados nas próteses da anca	33
2.4.5	Biotribologia	44
3	Estudo experimental do comportamento tribológico de materiais para próteses da anca	48
3.1	Equipamento de teste	48
3.1.1	Simulador da articulação da anca utilizado	50
3.1.2	Configuração do simulador	53
3.2	Caracterização inicial das amostras	55
3.2.1	Identificação das amostras	56
3.2.2	Caracterização das superfícies	57
3.3	Descrição do procedimento experimental	64
3.3.1	Parâmetros de teste	66
3.3.2	Posicionamento das amostras	67
3.3.3	Procedimentos de medição	72
3.3.4	Lavagem / secagem das amostras	72
3.3.5	Pesagem das amostras	74
4	Apresentação de resultados	77
4.1	Perfil das forças axiais de compressão	77
4.2	Binário resultante do movimento de rotação relativo dos pares articulares	81
4.3	Medições gravimétricas do desgaste	83
4.4	Análise das superfícies	86
4.4.1	Análise das superfícies através de microscopia electrónica de varrimento	87
4.4.2	Análise topográfica das superfícies	95
5	Conclusões e perspectivas de trabalho futuro	98
6	Referências e Bibliografia	100

ANEXO A:	Desenhos dos suportes de fixação dos componentes acetabulares	105
ANEXO B:	Adesivo estrutural Araldite® AV 138 / HV 998	106
ANEXO C:	Micrografias iniciais das amostras.....	107
ANEXO D:	Registos das medições gravimétricas	108
ANEXO E:	Micrografias das amostras após $1,5 \times 10^6$ ciclos	109

Índice de Figuras

Figura 1 – Cintura pélvica (a) e osso ilíaco esquerdo (b) (Gray, 2000)	6
Figura 2 – Cavidade cotilóide ou Acetábulo (à esquerda) e Fémur (à direita) (Gray, 2000)	7
Figura 3 – Sinartroses (a), anfiartroses (b) e diartroses (c) (Gray, 2000)	8
Figura 4 – Articulações móveis (adaptado de www.visualdictionaryonline.com)	8
Figura 5 – Articulação coxo-femural (Gray, 2000)	9
Figura 6 – Eixos principais (a) e planos principais (b) do corpo humano (Huston, 2009 (a) e Knudson, 2007 (b))	10
Figura 7 – Identificação das “direcções” no corpo humano (Huston, 2009)	10
Figura 8 – Movimentos das articulações (Huston, 2009)	11
Figura 9 – Diagrama esquemático da organização da cartilagem articular (adaptação por Narayan, 2009, de Mow et al)	12
Figura 10 – Representação da articulação sinovial (adaptado de www.wikipedia.org)	13
Figura 11 – Nutrição da cartilagem articular: Mecanismo de imbibição / exsudação (adaptado de Espanha, 2004)	13
Figura 12 – Ângulo colo do fémur / diáfise (a) e ângulo de anteversão (b) (Peterson e Bronzino, 2008)	14
Figura 13 – Distribuição da pressão e área de contacto da articulação da anca (adaptado de Peterson e Bronzino, 2008)	16
Figura 14 – (A) Pressão máxima durante a actividade de caminhar. (B) Pressão máxima durante as actividades de sentar, levantar e flectir os joelhos. (C) Pressão máxima durante a actividade de subir e descer escadas. (adaptado de Yoshida et al, 2005)	17
Figura 15 – Tipos de Artroplastia da Anca em Portugal (intervenção primária): Junho/2009 a Agosto/2009	19
Figura 16 – (a) Anca saudável. (b) Anca artrítica. (www.biomet.pt)	20
Figura 17 – Hemi-artroplastia da anca (www.medicalmultimediasgroup.com)	21
Figura 18 – Prótese bipolar para a hemi-artroplastia da anca (www.medicalmultimediasgroup.com)	22
Figura 19 – Artroplastia total da anca (www.medicalmultimediasgroup.com)	23
Figura 20 – Constituição da prótese total da anca (exemplo do tipo Metal / PE) (adaptado de Narayan, 2009)	23
Figura 21 – Prótese da anca cimentada (adaptado de www.medicalmultimediasgroup.com)	24
Figura 22 – Prótese da anca não cimentada (www.medicalmultimediasgroup.com)	24
Figura 23 – Auto-enxerto (a) e allo-enxerto (b) de osso nas artroplastias de revisão (www.medicalmultimediasgroup.com)	26

Figura 24 – Componentes acetabulares e femurais para artroplastias de revisão. Da esquerda para a direita, componente acetabular <i>STH Cup</i> e componente femural <i>Modular Stem</i> da empresa LIMA, LTO, componente femural <i>Helios</i> e componente acetabular <i>Batcup</i> da empresa Biomet, Lda.....	26
Figura 25 – Volume de desgaste de cúpulas acetabulares de UHMWPE, em interacção com cabeças femurais de CoCrMo, Alumina e Zircónia, obtido num simulador da anca (adaptado de Bono, 1999)	35
Figura 26 – Componente femural de CoCrMo forjado (Rodríguez, 2004).....	35
Figura 27 – Ilustração esquemática de um implante femural, demonstrando a direcção e concentração das linhas de força que actuam durante a compressão (adaptado de Narayan, 2009)	36
Figura 28 – Haste <i>FIT</i> em Ti6Al4V, com cabeça femural <i>BioloX® Forte</i> em Alumina, da empresa LIMA, LTO.....	38
Figura 29 – Sistema acetabular <i>Exceed-ABTTM</i> , cúpula acetabular e cabeça femural em Alumina <i>C2A-Delta™</i> da empresa Biomet, Lda	42
Figura 30 – Mecanismo de corrosão nas próteses ortopédicas do tipo Metal / UHMWPE (adaptado de Batchelor e Chandrasekaran, 2004).....	42
Figura 31 – Cúpula acetabular em UHMWPE, impregnada com vitamina E E-Poly™ HXLPE da empresa Biomet, Lda.....	43
Figura 32 – Mecanismo de desgaste por adesão (adaptado de Narayan, 2009).....	45
Figura 33 – Mecanismo de desgaste por fadiga (adaptado de Narayan, 2009).....	46
Figura 34 – Mecanismo de desgaste por abrasão (a) e por terceiro corpo (b) (adaptado de Wright, 2001).....	46
Figura 35 – Mecanismo de desgaste químico ou por corrosão (adaptado de Narayan, 2009).....	47
Figura 36 – Princípio de funcionamento de um simulador orbital; FE flexão/extensão, AA adução/ abdução e IOR rotação interior/exterior (Reinisch et al, 2006).....	49
Figura 37 – Deslocamentos relativos entre a cabeça do fémur e o acetábulo, representados na área projectada da cabeça do fémur, vista do eixo longitudinal. Da esquerda para a direita: movimento segundo a norma ISO 14242-1, movimento segundo a norma ISO 14242-3 e movimento resultante da deambulação humana (adaptado de Reinisch et al, 2006)	50
Figura 38 – Simulador da articulação da anca LAMANNA FRATELLI	50
Figura 39 – a) Ilustração das 4 estações de ensaio independentes; b) Posicionamento dos componentes acetabulares.....	51
Figura 40 – a) Posicionamento dos componentes femurais; b) Representação das forças axiais	53
Figura 41 – a) Suporte do componente acetabular; b) Peça de fixação do suporte do componente acetabular; c) Parafusos; d) Anel de compensação para componentes acetabulares de menor dimensão	54

Figura 42 – Acomodação dos componentes acetabulares nos suportes com massa de moldar (a) e fixação dos componentes acetabulares, com aplicação do adesivo Araldite AV 138 / HV 998 (b).....	55
Figura 43 – Amostras do Grupo I.....	56
Figura 44 – Amostras do Grupo II.....	56
Figura 45 – Da esquerda para a direita, de cima para baixo: ampliação 20x do topo da cabeça femural de Alumina, da zona hemisférica da cabeça femural de Alumina, do topo da cabeça femural de CoCrMo e da zona hemisférica da cabeça femural de CoCrMo	58
Figura 46 – Definição do perímetro de observação das amostras	59
Figura 47 – Imagens das superfícies dos componentes das próteses da anca, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliação 1000x)	59
Figura 48 – Topografia da cabeça femural (a) e cúpula acetabular (b) em Alumina.....	61
Figura 49 – Topografia da cabeça femural (a) e cúpula acetabular (b) em CoCrMo	62
Figura 50 – Topografia das cúpulas acetabulares do Grupo I (a) e do Grupo II (b).....	63
Figura 51 – Variação do movimento angular do componente femural em função do tempo de ciclo (adaptado da norma ISO 14242-1).....	64
Figura 52 – Variação da força de compressão aplicada em função do tempo de ciclo (adaptado da norma ISO 14242-1).....	65
Figura 53 – Variação da força de compressão aplicada no simulador, em função do tempo de ciclo (imagem visualizada a partir do software Catman)	66
Figura 54 – Posicionamento relativo componente femural / componente acetabular segundo o sistema de eixos do simulador.....	68
Figura 55 – Sistema de eixos do par articular F1/A1	69
Figura 56 – Sistema de eixos do par articular F2/A2	69
Figura 57 – Sistema de eixos do par articular F3/A3	69
Figura 58 – Sistema de eixos do par articular F4/A4	70
Figura 59 – Sistema de eixos do par articular F11/A11	70
Figura 60 – Sistema de eixos do par articular F22/A22	71
Figura 61 – Sistema de eixos do par articular F33/A33	71
Figura 62 – Sistema de eixos do par articular F44/A44	71
Figura 63 – Tanque de limpeza por ultra-sons	73
Figura 64 – Sistema de secagem por vácuo.....	74
Figura 65 – Balança de precisão.....	74
Figura 66 – Representação esquemática das modalidades de pesagem (adaptado da instrução de pesagem utilizada pela empresa LIMA, LTO).....	75
Figura 67 – Representação gráfica das forças de compressão médias obtidas em cada período de teste	78
Figura 68 – Comportamento das forças axiais de compressão durante um ciclo de teste	80

Figura 69 – Amplitude das forças axiais	80
Figura 70 – Representação gráfica dos binários médios e dos binários resultantes num ciclo	82
Figura 71 – Valores de desgaste dos componentes acetabulares de UHMWPE e CoCrMo do Grupo II	85
Figura 72 – Valores de desgaste dos componentes femurais de CoCrMo do Grupo II	86
Figura 73 – Imagens das superfícies do par articular F1/A1, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos	87
Figura 74 – Imagens das superfícies do par articular F3/A3, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos	88
Figura 75 – Imagens das superfícies do par articular F2/A2, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos	89
Figura 76 – Imagens das superfícies do par articular F11/A11, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos	90
Figura 77 – Identificação de constituintes da liga metálica dos componentes de CoCrMo.....	91
Figura 78 – Imagens das superfícies do par articular F22/A22, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos	92
Figura 79 – Imagens das superfícies do par articular F33/A33, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos	93
Figura 80 – Imagens das superfícies do par articular F44/A44, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos	94
Figura 81 – Levantamento tridimensional da superfície do componente acetabular A3, ao fim de $2,5 \times 10^6$ ciclos	97
Figura 82 – Levantamento tridimensional da superfície do componente acetabular A22, ao fim de $2,5 \times 10^6$ ciclos	97

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Geometria do Fémur Proximal (adaptado de Narayan, 2009).....	15
Tabela 2 – Pressão máxima na articulação da anca durante as diversas actividades diárias (adaptado de Yoshida et al, 2005).....	16
Tabela 3 – Artroplastias da Anca em Portugal (intervenção primária): Junho/2009 a Agosto/2009	19
Tabela 4 – Cronologia das principais etapas do desenvolvimento e aplicação de novos materiais em próteses da anca.....	28
Tabela 5 – Pares de materiais utilizados nas próteses para THR (adaptado de Narayan, 2009)	31
Tabela 6 – Taxas de desgaste e tamanho das partículas de desgaste resultantes da simulação in vitro dos diversos materiais	32
Tabela 7 – Propriedades típicas das ligas de Cobalto-Crómio utilizadas em aplicações biomédicas (adaptado de Narayan, 2009).....	34
Tabela 8 – Módulos de elasticidade de materiais naturais ou sintéticos em articulações (adaptado de Narayan, 2009)	37
Tabela 9 – Propriedades das ligas de Titânio desenvolvidas para implantes ortopédicos (adaptado de Narayan, 2009)	38
Tabela 10 – Comparação das principais propriedades da Alumina e da Zircónia (adaptado de Narayan, 2009)	39
Tabela 11 – Características físicas das biocerâmicas Al_2O_3 (adaptado de Narayan, 2009).....	40
Tabela 12 – Características físicas mínimas das biocerâmicas Al_2O_3 , de acordo com a norma ASTM F603 (adaptado de Narayan, 2009).....	40
Tabela 13 – Características físicas mínimas da biocerâmica Y-TZP, de acordo com a norma ASTM F1873 (adaptado de Narayan, 2009).....	41
Tabela 14 – Cinemática do simulador da articulação da anca	51
Tabela 15 – Amplitude dos movimentos segundo os 3 eixos e respectiva projecção nos 3 planos principais do corpo humano	52
Tabela 16 – Identificação das amostras	57
Tabela 17 – Rugosidade das superfícies dos componentes articulares.....	60
Tabela 18 – Parâmetros de teste estipulados vs. Parâmetros de teste pressupostos pela ISO 14242-1	67
Tabela 19 – Valores médios das forças axiais de compressão.....	79
Tabela 20 – Valores médios dos binários resultantes do movimento relativo dos pares articulares.....	81
Tabela 21 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes acetabulares do Grupo I	83
Tabela 22 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes acetabulares do Grupo II	83

Tabela 23 – Pesagens dos componentes de controle e valores de fluído lubrificante absorvido	84
Tabela 24 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes femurais do Grupo I	84
Tabela 25 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes femurais do Grupo II	84
Tabela 26 – Valores de desgaste de componentes acetabulares em UHMWPE, testados com cabeças femurais de Alumina, CrCo e DLC (Adaptado de Saikko, 2001)	86
Tabela 27 – Rugosidade das superfícies dos componentes articulares do Grupo I	95
Tabela 28 – Rugosidade das superfícies dos componentes articulares do Grupo II	96

Siglas e Abreviaturas

a.C. – Antes de Cristo

AA – Adução / Abdução

AAOS – *American Academy of Orthopaedic Surgeons*

AB – Abdução

AD – Adução

AISI – *American Iron and Steel Institute*

ANSI – *American National Standards Institute*

ASCII – *American Standard Code for Information Interchange*

ASME – *American Society of Mechanical Engineers*

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

B1 – Binário medido na estação de ensaios 1

B2 – Binário medido na estação de ensaios 2

B3 – Binário medido na estação de ensaios 3

B4 – Binário medido na estação de ensaios 4

BS – *British Standard*

CEMUP – Centro de Materiais da Universidade do Porto

CETTRIB – Laboratório de Tribologia

CICA – Centro de Informática Professor Correia de Araújo

COMP. – Componente

COP – *Ceramic on Polymer*

DLC – *Diamond like carbon*

E – Extensão

F – Flexão

FC1 – Força de compressão na estação de ensaios 1

FC2 – Força de compressão na estação de ensaios 2

FC3 – Força de compressão na estação de ensaios 3

FC4 – Força de compressão na estação de ensaios 4

FE – Flexão / Extensão

FEUP – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

HAP – Hidroxiapatite

HIP – *Hot isostatic pressing*

INEGI – Instituto Nacional de Engenharia e Gestão Industrial

IOR – Rotação interior / exterior

ISO – *International Organization for Standardization*

LABMET – Laboratório de Materialografia

LET – Laboratório de Ensaios Tecnológicos

Min. – Minuto

MOM – *Metal on Metal*

MOP – *Metal on Polymer*

OBM – *Orbital bearing machine*

P – Polo

PE – Polietileno

PMMA – Polimetilmetacrilato (Acrílico)

PTFE – Politetrafluoretileno (Teflon[®])

PVD – *Physical Vapour Deposition*

Ref. – Referência

THR – *Total hip replacement*

UHMWPE – *Ultra high molecular weight polyethylene*

Y-TZP – *Ytria stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal*

Z. – Zona

1 Introdução

A crescente longevidade do ser humano, nem sempre é compatível com a “vida útil” das suas articulações, tal como se apresentam hoje. Enquanto o organismo se vai adaptando, de geração em geração, a esta nova realidade, vão sendo estudadas alternativas que substituam as articulações danificadas, de forma a garantir a qualidade de vida dos pacientes, sem dor e com total mobilidade. No entanto, não é este o único factor que conduz à necessidade de intervenção cirúrgica para a substituição da articulação da anca. Muitas vezes a degeneração da superfície articular, é causada por patologias diversas que não estão relacionadas com a idade, mas sim com factores físicos do próprio paciente e, por outro lado, pela ocorrência de situações traumáticas causadas por acidentes.

A investigação na área dos biomateriais, em particular para aplicação em próteses da anca, começou na primeira metade do século XIX. É, hoje em dia, uma das áreas mais explorada do ramo ortopédico da biomedicina, motivado pelo crescente número de artroplastias que se verifica anualmente, a nível mundial.

Apesar dos grandes avanços alcançados nas últimas décadas, no que concerne aos materiais utilizados nas artroplastias totais da anca, há uma procura contínua de materiais mais biocompatíveis e duradouros.

Foi neste sentido, que se traçou como um dos objectivos do presente trabalho, o estudo do comportamento tribológico de diferentes materiais para prótese da anca, conducente à obtenção de dados que permitam a posteriori uma avaliação quantitativa e qualitativa dos componentes dos pares articulares.

Como os resultados das artroplastias da anca só são aferidos alguns anos ou até décadas após o implante, isto se não houverem intercorrências que exijam a realização de uma artroplastia de revisão intermédia, é necessário realizar testes *in vitro* para estudar o comportamento dos materiais, em condições o mais próximas possíveis das que se verificam *in vivo*, com o objectivo de prever o seu desgaste e possíveis consequências, assim como a durabilidade dos mesmos. Para isso, são utilizados simuladores da articulação da anca, os quais permitem reproduzir a hipotética actividade desta articulação ao longo da vida do paciente, em apenas alguns meses.

Assim, o segundo objectivo deste trabalho de investigação, foi colocar em funcionamento um simulador da articulação da anca para a realização destes testes, possibilitando desta forma, avaliar em simultâneo com os ensaios dos materiais, as suas potencialidades e limitações.

Esta dissertação foi desenvolvida ao longo de seis capítulos, sendo o **primeiro**, a presente introdução. Neste capítulo, é descrito o contexto da dissertação, são apresentados o tema, objectivos e conclusões da mesma e é referida a organização do relatório e os assuntos pela ordem em que são abordados.

No **capítulo dois**, é exposto o resultado da pesquisa bibliográfica efectuada, onde é descrita nos seus pontos fundamentais a anatomia da articulação coxo-femural, desde a osteologia às características tribológicas da mesma e também a sua biomecânica. É também neste capítulo que é feita a contextualização da artroplastia da anca sob o ponto de vista clínico e onde são identificados os diversos tipos de soluções cirúrgicas.

Nesta secção da dissertação, é atribuído especial destaque aos biomateriais utilizados na artroplastia da anca, com principal incidência nas suas características mecânicas e comportamento biotribológico. No âmbito deste último, são ainda enumerados os diferentes mecanismos de desgaste, que podem ocorrer na interacção entre as superfícies dos pares articulares.

O **capítulo três**, relativo à componente experimental da dissertação, apresenta em primeiro lugar o simulador da articulação da anca utilizado, descrevendo as suas características técnicas e explanando a sua preparação e configuração que tiveram lugar antes do início dos testes. São descritas as adaptações realizadas às estações de ensaio, para possibilitar a fixação e teste de diferentes tipos de amostras.

São enumeradas neste capítulo as amostras analisadas, sendo feita a sua identificação e caracterização superficial iniciais, esta última efectuada com recurso à microscopia electrónica de varrimento e à rugosimetria.

Ainda no presente capítulo, é feita uma descrição exaustiva do procedimento experimental adoptado, em conformidade sempre que possível com a norma ISO 14241. Em primeiro lugar, são definidos os parâmetros de teste e é estabelecido o posicionamento das amostras no simulador, de acordo com os eixos principais do corpo humano. Este ponto é muito importante para o desenvolvimento do estudo experimental, uma vez que é indispensável garantir que as direcções dos movimentos de Adução-Abdução e Flexão-Extensão, são mantidas em todos os períodos de teste.

É feita referência aos procedimentos de medição, normalmente aplicados no estudo do desgaste dos componentes femural e acetabular da prótese da anca, assim como a apresentação e justificação do método gravimétrico escolhido para este estudo.

Os procedimentos de lavagem e secagem das amostras antecedentes a cada uma das medições, inclusive à inicial, são detalhadamente descritos, tendo em consideração a importância que têm para a obtenção de uma pesagem eficaz, isenta de interferências resultantes de elementos contaminantes eventualmente presentes nas amostras.

O **capítulo 4** é dedicado à apresentação dos resultados obtidos no estudo experimental abordado no capítulo anterior. Nesta secção, começa-se por analisar as condições a que as amostras foram submetidas, recorrendo para isso aos valores obtidos através do sistema de aquisição de dados, os quais permitiram caracterizar o perfil das forças axiais e a carga média aplicada em cada estação de ensaio, assim como o binário resultante do movimento de rotação relativo de cada par articular e a sua evolução em termos médios, durante cada período de teste. Em seguida são apresentados os valores obtidos nas pesagens efectuadas a cada um dos componentes, no final de cada período de teste e quantificado o valor de desgaste medido.

É feita a comparação do comportamento dos componentes femurais em Alumina e em CoCrMo, quando em interacção com componentes acetabulares do mesmo material, com o comportamento do mesmo tipo de componentes em interacção com cúpulas acetabulares em UHMWPE e apresentadas as respectivas conclusões.

Este capítulo termina com a análise das superfícies dos diferentes pares articulares, recorrendo uma vez mais às técnicas de microscopia electrónica de varrimento e rugosimetria.

No que concerne aos resultados obtidos através da microscopia electrónica de varrimento, estes são exibidos e comentados os registos micrográficos mais representativos de cada amostra, tendo presente as imagens obtidas na caracterização inicial das superfícies, por este mesmo meio.

São também apresentados os valores de rugosidade medidos no final de cada período de testes, sendo comparados os resultados dos levantamentos topográficos realizados inicialmente, com os obtidos no final dos testes experimentais e ilustrados os mais representativos.

No **capítulo 5**, estão sintetizadas as conclusões gerais obtidas ao longo deste estudo experimental, sendo também mencionadas as dificuldades encontradas e os objectivos atingidos. É feita ainda neste capítulo a sugestão de trabalhos futuros de investigação nesta área, assim como de outras aplicações para o simulador da articulação da anca utilizado neste estudo.

No final da dissertação, são apresentados em anexo os desenhos dos suportes fabricados para a montagem dos componentes acetabulares nas estações de ensaio, assim como as fichas técnicas do adesivo estrutural utilizado na fixação dos componentes acetabulares aos suportes. É feita ainda a apresentação em anexo de micrografias realizadas em diferentes ampliações, nas duas etapas de observação, assim como os registos das pesagens efectuadas no final de cada período de teste.

2 Pesquisa bibliográfica

A pesquisa bibliográfica é um instrumento essencial para a fundamentação teórica de todo e qualquer trabalho de investigação. Pretende-se nesta fase, com os assuntos seleccionados, fazer o enquadramento do tema central da dissertação, abordando sequencialmente a anatomia e biomecânica da articulação coxo-femural, artroplastias e materiais biomédicos para prótese da anca.

2.1 Anatomia da articulação coxo-femural

A articulação da anca, denominada coxo-femural, é a estrutura proximal do membro inferior que une a cintura pélvica ao fémur. É uma das articulações do corpo humano solicitadas a esforços mais violentos e, por isso, também uma das mais resistentes e estáveis. A estabilidade que a caracteriza advém do tipo de configuração rígida bola/cavidade, como é a ligação da cabeça do fémur com a cavidade cotilóide do osso ilíaco ou acetábulo (Peterson e Bronzino, 2008).

2.1.1 Osteologia da Anca

A anca ou bacia, representada na Figura 1 a), além das funções que cumpre como a acomodação das vísceras abdominais e fixação dos músculos do tronco e dos membros inferiores, transmite as forças verticais que recebe da coluna vertebral, em direcção aos membros inferiores, através das duas articulações coxo-femorais e dissipando parte delas em direcção aos ossos ilíacos, através da sínfise púbica.

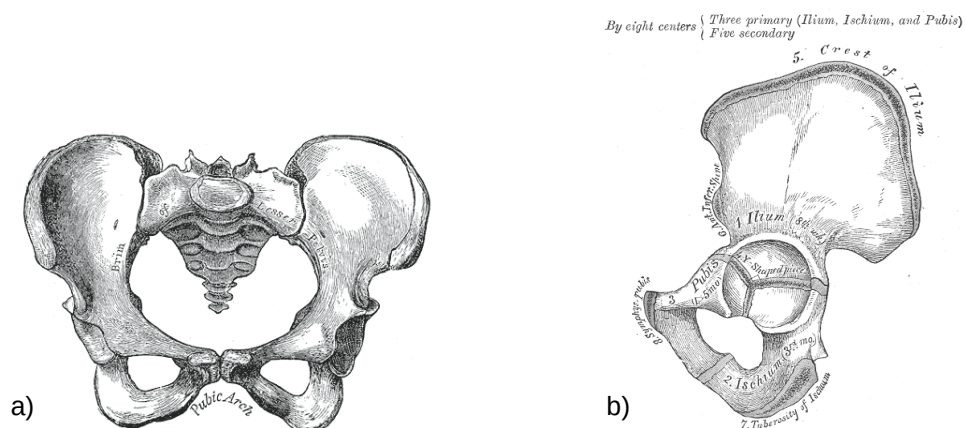


Figura 1 – Cintura pélvica (a) e osso ilíaco esquerdo (b) (Gray, 2000)

Também designados por ossos coxais, os ossos ilíacos estão dispostos de forma simétrica e formam a cintura pélvica, unindo-se na parte posterior ao sacro e na parte anterior à sínfise púbica. O osso ilíaco, representado na Figura 1 b), divide-se em 3 peças ósseas, ílion, ísquion e púbis, cuja junção é feita em torno do acetábulo.

O acetábulo, Figura 2 a), é uma cavidade em forma de ferradura de concavidade inferior, onde se une a cabeça do fêmur, a qual articula não com toda a superfície da cavidade cotilóide, mas apenas com o contorno acetabular. Este é prolongado por uma estrutura fibrocartilaginosa, o bordalete cotiloideu, que permite o aumento da superfície de contacto e da profundidade da cavidade articular. A porção central desta cavidade é designada por transfundo acetabular e é preenchida por tecido adiposo, o qual acomoda o ligamento redondo (ligamento que assegura a irrigação sanguínea da cabeça do fémur, além de contribuir para a estabilidade da articulação).

O fémur, representado na Figura 2 b), é o maior osso do esqueleto humano e é constituído por um corpo (diáfise) e duas extremidades (epífises), uma superior que forma a articulação da anca e uma inferior, onde se une com a tíbia e compõe uma parte da articulação do joelho. A diáfise é constituída por osso compacto de forma tubular, enquanto que a cabeça do fémur é essencialmente constituída por osso esponjoso, sendo coberta por uma fina camada de osso compacto.

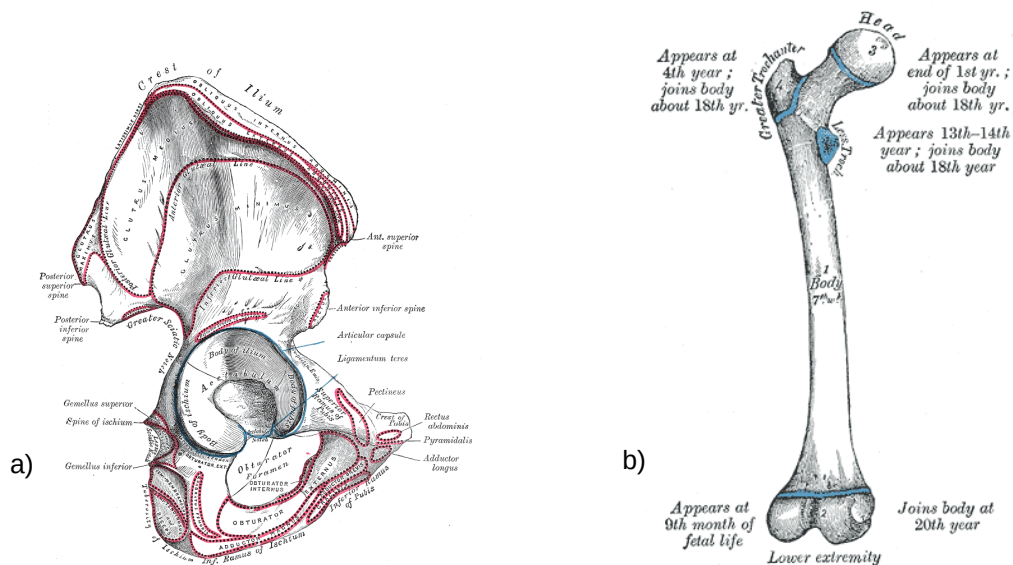


Figura 2 – Cavidade cotilóide ou Acetábulo (à esquerda) e Fémur (à direita) (Gray, 2000)

2.1.2 Morfologia

As articulações do corpo humano são um conjunto de tecidos moles, que formam as superfícies de contacto na união entre os ossos. A classificação dos diferentes tipos de articulação, é feita de acordo com o grau de mobilidade de cada uma e divide-se em três grandes grupos: imóveis ou sinartroses, semi-móveis ou anfiartroses e móveis ou diartroses (Figura 3). O primeiro grupo, refere-se a articulações em que não existe movimento, como por exemplo as suturas ou sinfibroses (membranas fibrosas) entre os ossos da abóbada craniana e as sicondroses (membranas cartilaginosas) dos ossos da base do crânio.

As articulações semi-móveis, caracterizam-se pelos seus movimentos de pequena amplitude, como é o caso das articulações sacro-ilíacas, das articulações inter-somáticas e sínfise púbica.

Por último mas em primeiro lugar no número de presenças no esqueleto apendicular, as articulações móveis ou diartroses, são aquelas que permitem a realização de movimentos de grande amplitude. Nestas, as superfícies articulares são separadas por uma cavidade envolvida por uma cápsula articular, a qual contém líquido sinovial que funciona como um lubrificante, daí serem também denominadas articulações sinoviais. É neste grupo que se inclui a articulação coxo-femural. (Espanha, 2004)

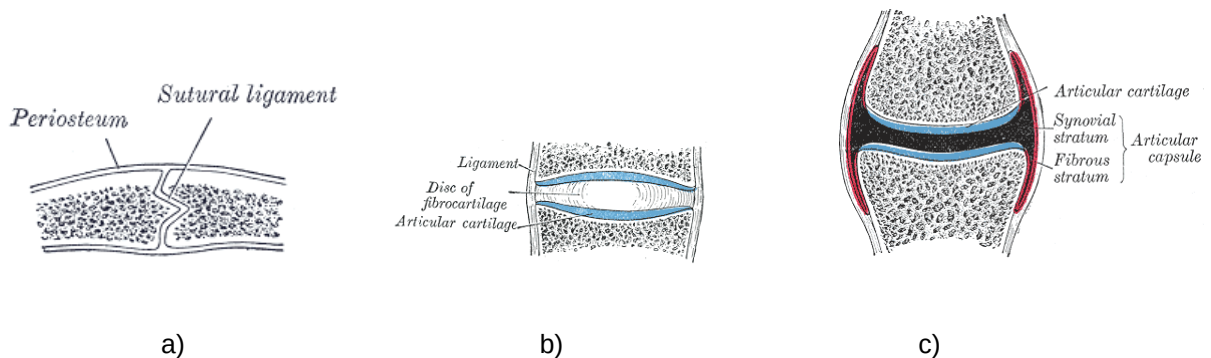


Figura 3 – Sinartroses (a), anfiartroses (b) e diartroses (c) (Gray, 2000)

Nas articulações móveis, distinguem-se seis tipos diferentes (Figura 4), determinados pela configuração das superfícies de contacto: trocleartroses ou em dobradiça (i), trocóides ou pivot (ii), enartroses ou em esfera (iii), condilartroses ou em elipse (iv), artrodias ou de deslizamento (v) e epifiartroses ou em sela (vi).

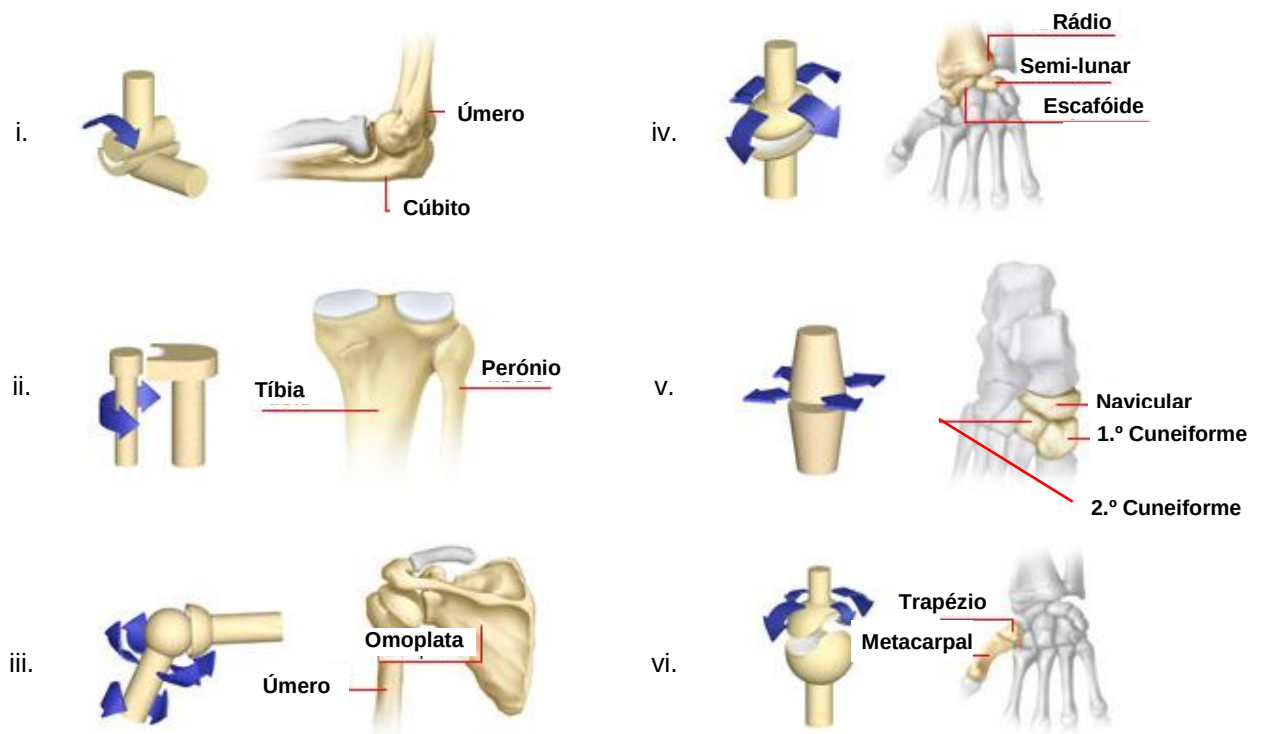


Figura 4 – Articulações móveis (adaptado de www.visualdictionaryonline.com)

A configuração da articulação coxo-femural é do tipo enartrose. Este tipo de articulação é composto por uma superfície de contacto côncava e outra convexa, tendo ambas um contorno esférico, conforme ilustrado na Figura 5.

Na maior parte dos casos, a cavidade é aumentada por um labrum (ou debrum). É o que ocorre na superfície articular do acetábulo, que é aumentada pelo debrum cotiloideu, proporcionando o aumento da concavidade para a cabeça do fémur.

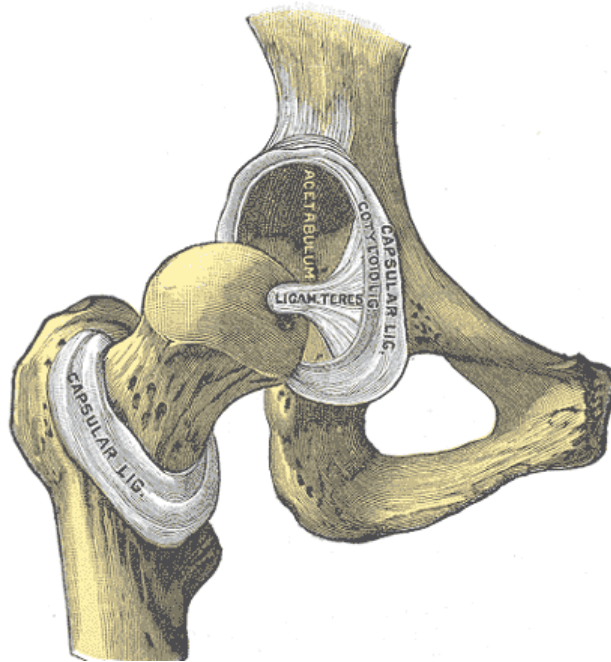


Figura 5 – Articulação coxo-femural (Gray, 2000)

2.1.3 Mobilidade

Já foi referido anteriormente que, no que respeita à sua classificação funcional, a articulação coxo-femural é tri-axial, uma vez que permite 3 planos de movimento em torno de 3 eixos, ou seja, tem 3 graus de liberdade.

Estes 3 eixos são normalmente definidos por um sistema de coordenadas cartesianas aplicado ao corpo humano, conforme indicado na Figura 6 a), sendo que o eixo X está direccionado para a frente do corpo, o eixo Y para o lado esquerdo e eixo Z para cima. São denominados respectivamente por eixo anteroposterior, mediolateral e longitudinal.

São estes que definem os 3 planos principais do corpo humano representados na Figura 6 b): o plano horizontal ou transversal, o plano frontal ou coronal e o plano mediano ou sagital.

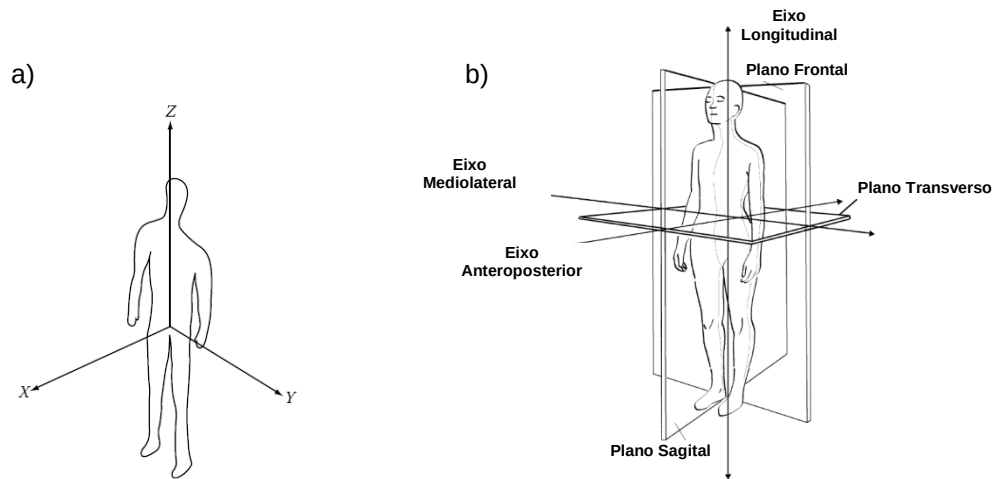


Figura 6 – Eixos principais (a) e planos principais (b) do corpo humano (Huston, 2009 (a) e Knudson, 2007 (b))

É importante salientar que, em Anatomia, quando nos referimos a partes do corpo localizadas para o lado da cabeça (acima do plano transverso) são denominadas superiores e para o lado dos pés, inferiores (Figura 7). Seguindo a mesma terminologia, partes do corpo para a frente deste (à frente do plano coronal) designam-se anteriores e para trás, posteriores. Movimentos ou partes do corpo que se aproximem do plano sagital intitulam-se mediais, enquanto que os que se afastam deste são intitulados de laterais. (Knudson, 2007)

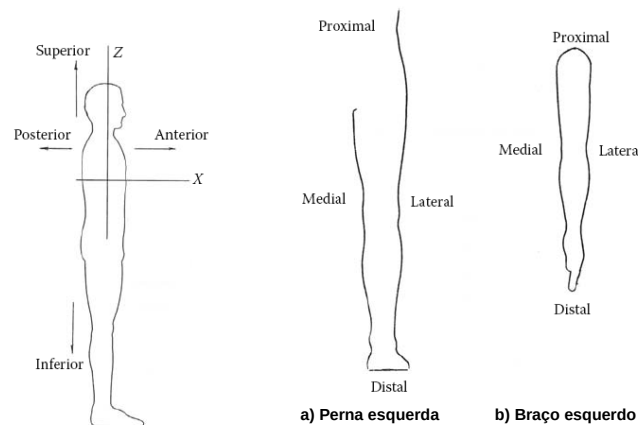


Figura 7 – Identificação das “direcções” no corpo humano (Huston, 2009)

A movimentação das articulações segundo estes planos, é dotada também de terminologia específica (Figura 8).

A flexão e a extensão designam, respectivamente, a diminuição e o aumento do ângulo de uma articulação no plano sagital. O afastamento da linha média no plano frontal é denominado por abdução e a aproximação por adução. Os movimentos no plano transverso são usualmente designados por rotação interior (de aproximação à linha média) e rotação

exterior (de afastamento em relação à linha média). Qualquer movimento para os extremos é identificado com a notação “hiper”, por exemplo, hiperextensão. (Knudson, 2007)

Quando as pernas estão mais próximas na zona dos joelhos e mais afastadas nos pés, devido à sua configuração natural, à posição resultante dá-se o nome de *varus*. Quando, pelo contrário, as pernas estão mais afastadas na zona dos joelhos e mais próximas na zona dos pés, dá-se o nome de *valgus*.

O movimento do pé, quando empurrado para baixo (como quando se acelera o carro), chama-se plantarflexão e no sentido contrário, dorsiflexão. Por outro lado, a rotação da planta do pé para fora, é designado por eversão e para dentro, inversão. (Huston, 2009)

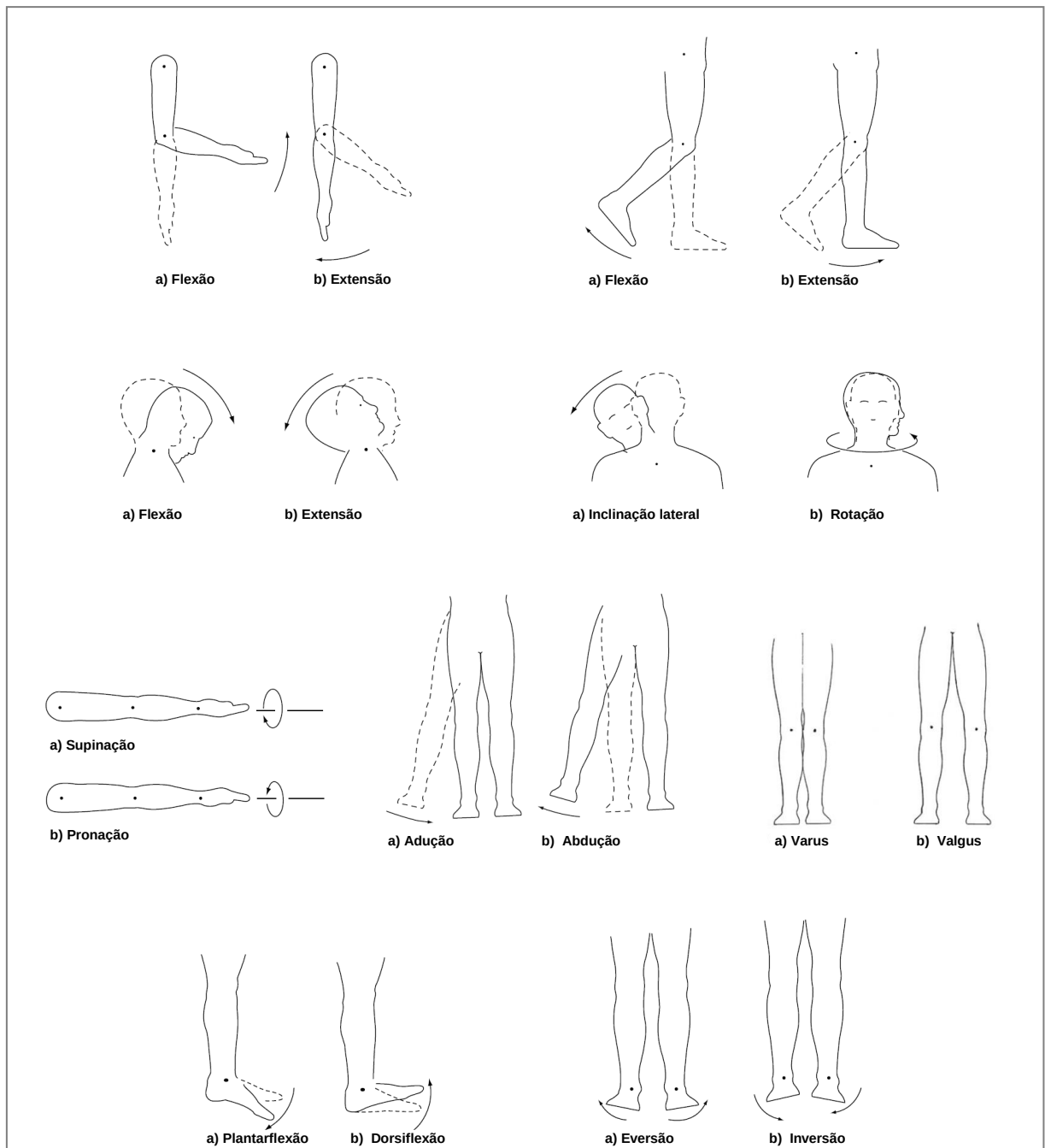


Figura 8 – Movimentos das articulações (Huston, 2009)

2.1.4 Aspectos tribológicos

Conforme acontece com a generalidade das articulações móveis, entre as superfícies de contacto do acetábulo e do fémur existe uma substância compacta, transparente, elástica e macia, chamada cartilagem hialina, que proporciona a diminuição do atrito entre estas, optimizando o seu comportamento tribológico.

A espessura e transparência desta cartilagem, variam na mesma superfície articular, em função dos esforços a que é submetida, sendo a primeira proporcional à pressão a que está sujeita. Oscila entre valores da ordem dos micrómetros até alguns milímetros.

Em média, nas grandes articulações como a coxo-femural e o joelho, os valores médios variam entre os 2 e os 4 mm, sendo que a mais espessa é a da rótula do joelho, que pode atingir 7 mm na área central.

Esta cartilagem é dotada, pela sua composição, de características mecânicas e físicas que lhe permitem ter um comportamento similar ao de um material viscoelástico, promovendo as seguintes funções: protecção do osso à abrasão, função amortecedora (transmissão / distribuição das forças de compressão e deformação ao osso subcondral), redução dos esforços de contacto entre as superfícies de ligação opostas e, como superfície lubrificante que é, facilitar o movimento entre estas superfícies reduzindo o atrito.

O cumprimento destas funções é garantido pela sua elevada organização celular, complementada por uma estrutura heterogénea, que se altera da superfície para o interior, conforme se pode verificar na Figura 9, onde é possível identificar quatro camadas distintas: superficial, de transição, profunda e calcificada.

A primeira, está estruturada para resistir ao esforço de corte resultante do movimento articular e, a última, promove uma ligação firme entre o osso e a cartilagem. A cartilagem articular distingue-se pela sua elevada resiliência, ou seja, a capacidade de recuperar da deformação, depois de cessar a aplicação de uma carga de compressão.

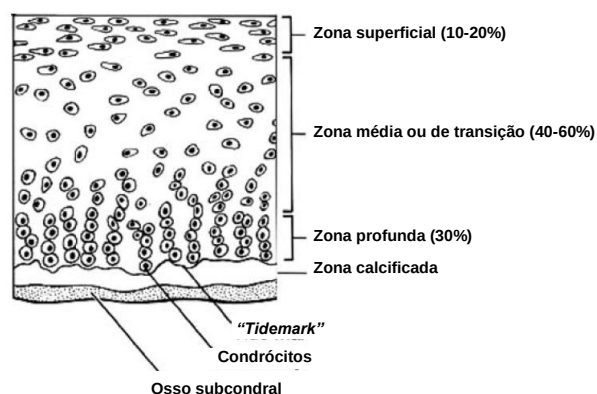


Figura 9 – Diagrama esquemático da organização da cartilagem articular (adaptação por Narayan, 2009, de Mow et al)

As articulações sinoviais ou móveis (Figura 10), são protegidas dos agentes exteriores por cápsulas articulares, que encerram dentro de si uma membrana sinovial, a qual tem como função o equilíbrio entre a secreção e a absorção do líquido com o mesmo nome.

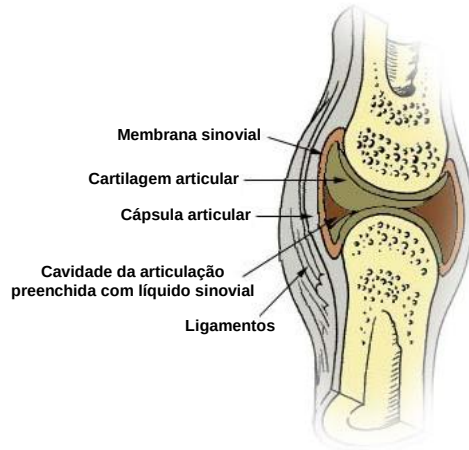


Figura 10 – Representação da articulação sinovial (adaptado de www.wikipedia.org)

O líquido sinovial é a principal fonte de nutrição da cartilagem, além de actuar como lubrificante entre as superfícies articulares e proporcionar a absorção de choques quando as articulações são comprimidas.

A entrada deste líquido para a cartilagem, é possível graças à sua permeabilidade e ao sistema natural de bombagem que ocorre durante o movimento, pela compressão e descompressão da cartilagem articular. Conforme esquematizado na Figura 11, durante a compressão o líquido é expulso da cartilagem, tomando a designação de exsudação, enquanto que na descompressão dá-se a absorção de líquido, o que é designado por imbibição.

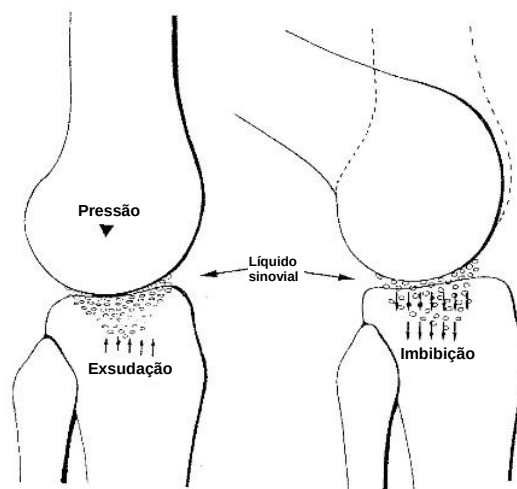


Figura 11 – Nutrição da cartilagem articular: Mecanismo de imbibição / exsudação (adaptado de Espanha, 2004)

Na tabela de coeficientes de atrito de materiais típicos da engenharia e de cartilagens articulares de Mow et al, apresentada por Narayan (2009), o coeficiente de atrito da articulação coxo-femural está situado entre 0,01 e 0,04.

2.2 Biomecânica da Anca

O estudo da biomecânica da anca é crucial para um bom entendimento do seu funcionamento e mobilidade, com as suas potencialidades e limitações. É necessário compreender os esforços aplicados a esta articulação, nos diferentes movimentos e solicitações a que é submetida.

2.2.1 Geometria da articulação

No que diz respeito à geometria dos elementos que a constituem, de um lado temos a cabeça do fémur, que se apresenta aproximadamente esférica (esferoidal) na porção articular e corresponde a cerca de 2/3 de uma esfera. Devido à configuração ligeiramente achatada na parte superior, as cargas aplicadas distribuem-se num padrão anelar em torno deste pólo.

A cabeça do fémur é unida à diáfise pelo colo do fémur, fazendo estes no plano frontal um ângulo de aproximadamente 130° , conforme esquematizado na Figura 12 a).

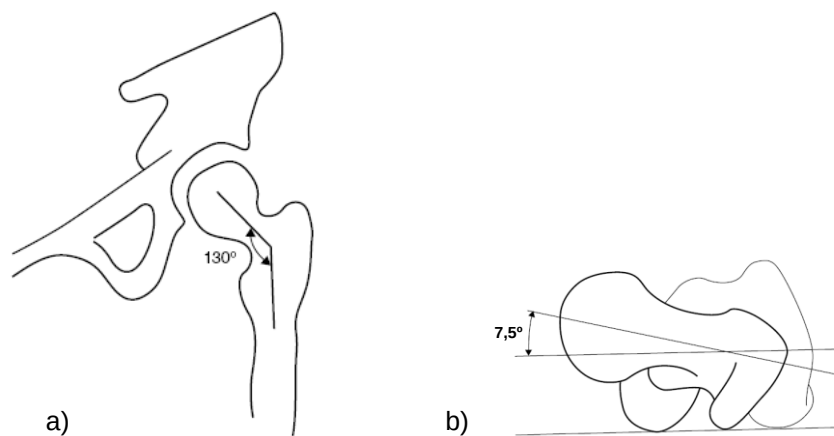


Figura 12 – Ângulo colo do fémur / diáfise (a) e ângulo de anteversão (b) (Peterson e Bronzino, 2008)

Por vezes, este ângulo apresenta valores superiores ou inferiores a este, sendo no primeiro caso designados por *coxa valga* e no segundo por *coxa vara*.

O colo do fémur, forma um ângulo agudo com o eixo transversal dos côndilos femurais. É designado por ângulo de anteversão e, num adulto, é em média $7,5^\circ$ (Figura 12 b).

O centro geométrico da cabeça femoral é atravessado pelos 3 eixos da articulação: eixo horizontal, eixo vertical e eixo anteroposterior. Na anca normal, o centro desta coincide exactamente com o centro do acetábulo.

Na Tabela 1, são apresentados por Narayan (2009) os valores médios atribuídos por Yoshioka et al ao diâmetro da cabeça femural, ao ângulo colo do fémur / diáfise e ao ângulo de anteversão.

Tabela 1 – Geometria do Fémur Proximal (adaptado de Narayan, 2009)

Parâmetro	Mulheres	Homens
Diâmetro da cabeça do fémur (mm)	45 ± 3	52 ± 3,3
Ângulo colo do fémur / diáfise (°)	133 ± 6,6	129 ± 7,3
Ângulo de anteversão (°)	8 ± 10	7 ± 6,8

O acetábulo adulto, por sua vez, tem a forma de uma cavidade hemisférica, com uma zona cartilaginosa de cerca de 16 cm², conforme é indicado por Peterson e Bronzino [2008], mencionando Von Lanz and Wauchsmuth.

Segundo Tönnis, citado por Peterson e Bronzino (2008), o acetábulo em conjunto com o labrum cobrem ligeiramente mais do que 50% da superfície da cabeça femural. Apenas os lados do acetábulo estão revestidos pela cartilagem articular, que é interrompida na parte inferior pelo transfundo acetabular.

2.2.2 Comportamento das superfícies de contacto da articulação

Miyanaga et al, citados por Peterson e Bronzino (2008), estudaram a deformação da articulação coxo-femural sujeita a carga, as superfícies de contacto das componentes articulares e as pressões de contacto.

Descobriram que para cargas superiores a 1000 N, a pressão de contacto é distribuída essencialmente nas zonas anterior e posterior da superfície semi-lunar, fazendo-se notar apenas uma pequena pressão na zona central desta superfície. Conforme ilustrado na Figura 13, com o aumento da carga, a área de contacto alarga, mantendo-se no entanto as pressões mais elevadas nas zonas anterior e posterior.

As tensões mecânicas anormais na cartilagem articular, são uma das principais causas da osteoartrite. Assim, torna-se essencial determinar a distribuição da pressão de contacto e o seu valor máximo ao longo da superfície articular.

Têm sido realizados ao longo das últimas décadas, por diversos autores, testes experimentais in vivo e ex vivo com o intuito de caracterizar esta distribuição e obter dados fundamentados para serem utilizados no planeamento pré-operatório da anca e também na reabilitação pós-operatória.

O conhecimento da distribuição da pressão e da superfície de contacto, permite também a previsão do mecanismo de degeneração da articulação e desgaste das próteses articulares.

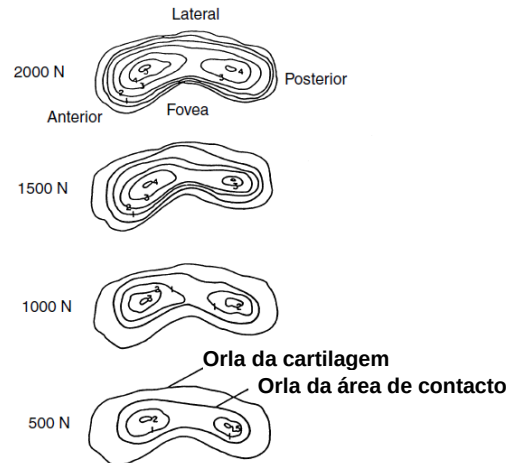


Figura 13 – Distribuição da pressão e área de contacto da articulação da anca (adaptado de Peterson e Bronzino, 2008)

Yoshida et al (2005) recorreram a métodos de simulação computacional e de análise de elementos finitos, para caracterizarem a distribuição da pressão e da área de contacto da articulação da anca, durante as diversas actividades diárias do ser humano. Foi gerada uma superfície tridimensional, assumindo como pressuposto que a superfície de contacto entre a pélvis e o fémur é esférica e que a articulação entre a cabeça do fémur e o acetábulo é concêntrica.

Segundo Genda et al e Konishi e Mieno, citados por Yoshida et al (2005), estes pressupostos são apropriados, para ancas normais. Na Tabela 2, resumem-se as pressões máximas obtidas desta análise, a percentagem da área de contacto e, para cada tipo de actividade, a percentagem do ciclo a que está sujeita a essa pressão.

Tabela 2 – Pressão máxima na articulação da anca durante as diversas actividades diárias (adaptado de Yoshida et al, 2005)

Actividade	Pressão Máxima (MPa)	Área de Contacto (%)	Ciclo da Actividade (%)
		da área total)	
Caminhar rápido	3,28 (Z. Lateral)	78,7	12,5
Caminhar normal	3,26 (Z. Lateral)	76,3	16,5
Caminhar devagar	2,87 (Z. Lateral)	81,2	16,0
Levantar de uma cadeira	8,97 (Z. Posterior)	19,7	35,0
Sentar numa cadeira	9,36 (Z. Posterior)	17,6	50,5
Flectir os joelhos	3,65 (Z. Posterior)	51,6	53,0
Subir escadas	5,71 (Z. Lateral)	52,1	11,0
Descer escadas	3,77 (Z. Lateral)	80,6	55,0

Na Figura 14, estão ilustrados os resultados da simulação computacional. São claramente perceptíveis as zonas de contacto, assim como a distribuição da pressão.

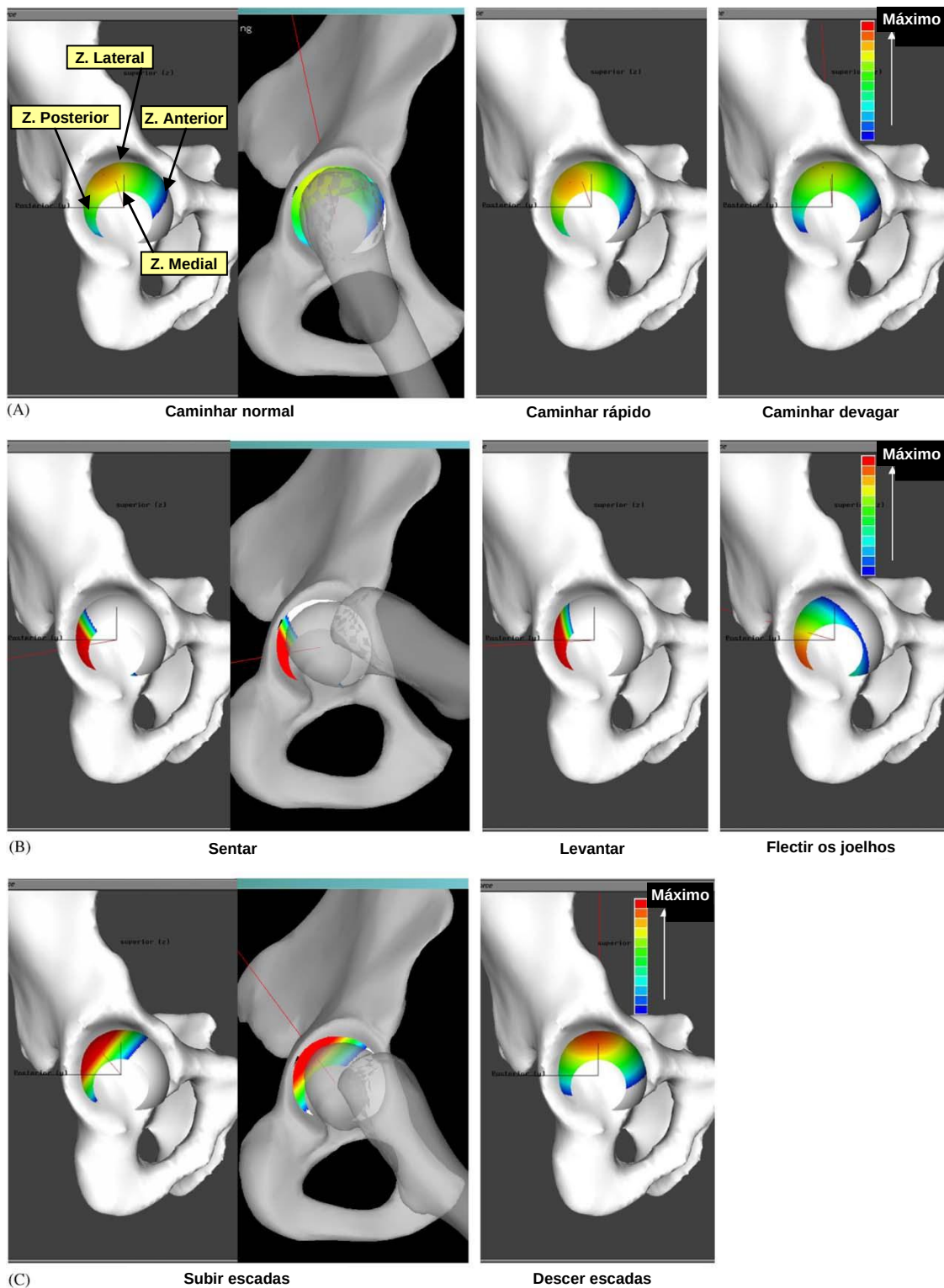


Figura 14 – (A) Pressão máxima durante a actividade de caminhar. (B) Pressão máxima durante as actividades de sentar, levantar e flectir os joelhos. (C) Pressão máxima durante a actividade de subir e descer escadas. (adaptado de Yoshida et al, 2005)

Naturalmente, o estudo do contacto entre as superfícies articulares está em constante evolução, sendo cada vez mais alvo de novas abordagens, com recurso a métodos mais aprimorados de análise e de sofisticadas tecnologias de modelação computacional.

É o caso de um dos mais recentes estudos levado a cabo por Anderson et al (2010), também recorrendo ao método dos elementos finitos, cujo objectivo foi analisar os efeitos da deformação na interface osso / cartilagem na distribuição das pressões de contacto na estrutura cartilagínea da articulação da anca.

Os resultados demonstraram que a simplificação da geometria dos modelos, nomeadamente no que diz respeito à interface osso / cartilagem, pode ter um efeito dramático na previsão da magnitude e distribuição das pressões de contacto na cartilagem da articulação coxo-femural.

2.3 Artroplastia da Anca

A dor articular, particularmente a da articulação da anca, limita de forma drástica a capacidade do seu detentor de ter uma vida activa, quer pelo incómodo da dor por si mesma, quer pela perda de mobilidade.

A reparação ou substituição da articulação da anca está assim a tornar-se cada vez mais comum, à medida que a população do mundo envelhece e que a esperança média de vida aumenta.

Ao longo dos últimos 25 anos, têm sido feitos grandes avanços na artroplastia da anca, no sentido de melhorar o resultado da cirurgia, reduzindo as complicações pós-cirúrgicas e aumentando a vida útil das próteses.

Em Portugal estima-se que todos os anos sejam realizadas cerca de 10.000 artroplastias da anca, sendo que a nível mundial este número deverá ascender a cerca de 1.000.000 (Vieira A. et al, 2008). O número aventado para Portugal não é rigoroso, uma vez que não existia à data da publicação do artigo um registo credível das intervenções realizadas.

Só em 1 de Junho de 2009 foi oficialmente lançado o Registo Português de Artroplastias, tornando-se assim Portugal o 23.º país Europeu a dispor deste tipo de registo. Trata-se de uma base de dados a nível nacional, com o foco da informação centrado nos implantes que são utilizados para repor a funcionalidade de uma articulação, como a da anca ou a do joelho e que irá monitorizar o seu desempenho ao longo dos anos.

Permite também registar informação sobre todas as próteses que são implantadas (tipo, marca, modelo e fabricante), em que doentes, em que condições, por qual equipa cirúrgica, com que técnica e em qual hospital. Constam também deste registo as revisões das próteses e as razões que levaram à sua substituição, uma vez que se prevê que a duração mínima deverá ser de 10 anos.

Desde a data do arranque do Registo Português de Artroplastias até 31 de Agosto do mesmo ano, ou seja, ao fim de 3 meses, este banco de dados reunia já algumas informações importantes, que demonstram o potencial que tem como ferramenta para estudos vindouros.

São apresentados na Tabela 3 e na Figura 15, alguns dados obtidos no registo mencionado no parágrafo anterior.

Tabela 3 – Artroplastias da Anca em Portugal (intervenção primária): Junho/2009 a Agosto/2009

N.º de intervenções	Homens / Mulheres	Média de idades	Idade mínima	Idade máxima	Próteses não cimentadas / próteses cimentadas
885	1,3 ÷ 1	69 anos	14 anos	97 anos	2,8 ÷ 1

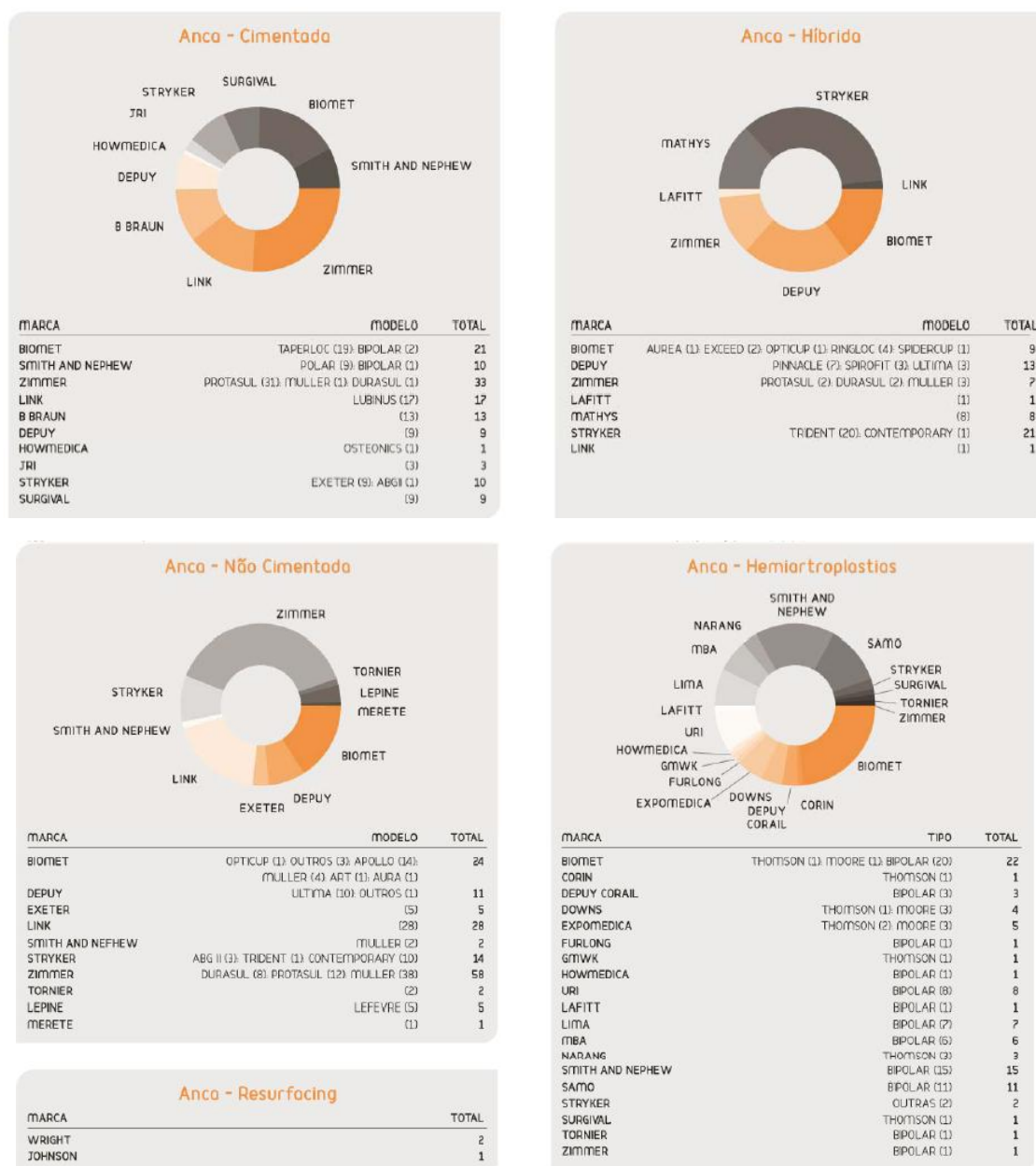


Figura 15 – Tipos de Artroplastia da Anca em Portugal (intervenção primária): Junho/2009 a Agosto/2009

2.3.1 Contextualização clínica

Os danos causados pela interação do fémur com o acetábulo, produzem as doenças da articulação da anca mais comuns no corpo humano, nomeadamente, osteólise, necrose avascular, osteoartrite, artrite reumatóide, outras artrites inflamatórias, fractura do colo do fémur, doença de Paget, tumores, etc.

As duas formas mais comuns de artrite ou inflamação das articulações, são a osteoartrite e a artrite reumatóide. No entanto, existem mais de 100 doenças reumatóides e condições que podem causar dor e desconforto às pessoas afectadas.

A osteoartrite é uma das causas mais comuns da dor nas articulações. Muitas vezes confundida com a artrite reumatóide, tem no entanto causas e evoluções diferentes. Esta doença pode afectar apenas uma articulação e ser desencadeada por desgaste localizado, causando inflamações dolorosas pontuais. A degenerescência articular pode ser acelerada por um defeito congénito, lesão, infecção ou obesidade. Muitas pessoas são afectadas por formas ligeiras de osteoartrite depois dos 60 anos, devido ao desgaste normal das cartilagens que acompanha o envelhecimento do corpo. Numa fase inicial da osteoartrite, a cartilagem articular torna-se fina e áspera com fissuras à superfície, quando esta se agrava, a cartilagem e o osso subjacente racham e sofrem erosão (Figura 16). Conforme já explicado anteriormente, das propriedades da cartilagem hialina, salientam-se a protecção do osso à abrasão e a lubrificação. À medida que esta se desgasta, os ossos começam a provocar dores devido ao contacto osso-sobre-osso.

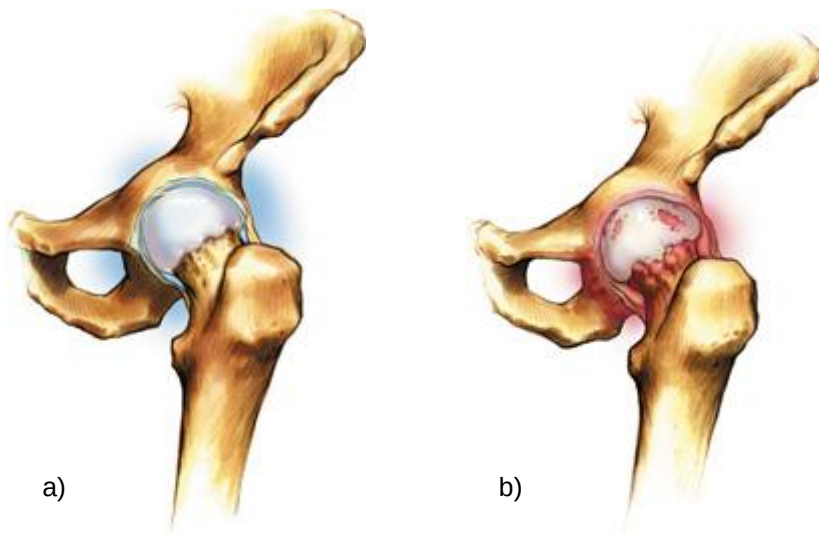


Figura 16 – (a) Anca saudável. (b) Anca artrítica. (www.biomet.pt)

Enquanto que numa fase inicial, a osteoartrite pode ser tratada com tratamentos convencionais, à medida que esta se vai agravando aumenta a probabilidade da necessidade de se recorrer a intervenções cirúrgicas para reparação ou substituição da articulação.

A artrite reumatóide é uma doença auto-imune de causas desconhecidas, é significativamente menos comum do que a osteoartrite e afecta principalmente as mulheres. Surge quando o sistema imunológico do corpo ataca os tecidos saudáveis do próprio corpo, especialmente as

membranas sinoviais dentro das articulações. As articulações ficam inchadas e deformadas, causando dor e restrição dos movimentos.

A artrite reumatóide produz alterações químicas no líquido sinovial, que o tornam mais espesso e inflamado. À medida que a membrana sinovial engrossa e o líquido sinovial em excesso se acumula, a cartilagem e as extremidades do osso sofrem erosão.

O tratamento célere da inflamação é crucial porque, depois de terem ocorrido danos na articulação, a situação é irreversível.

As doenças mencionadas anteriormente, além do sofrimento causado pela dor inerente, levam à perda de mobilidade. A cirurgia torna-se muitas vezes a única solução para devolver a qualidade de vida ao paciente, sendo que para os casos mais graves em que a articulação da anca apresenta danos severos, torna-se necessária a sua substituição parcial ou total, por um dispositivo ortopédico (prótese). À substituição total da articulação da anca chama-se Artroplastia Total da Anca (Pramanik et al, 2005).

2.3.2 Tipos de Artroplastia da Anca

Conforme mencionado anteriormente, a derradeira solução para problemas articulares graves na articulação coxo-femural, é a artroplastia da anca. Podem ser identificados três tipos essenciais de artroplastia da anca: artroplastia total da anca, hemi-artroplastia e artroplastia de revisão.

Se apenas uma das partes da articulação se encontra danificada, procede-se a uma hemi-artroplastia, substituindo apenas o componente afectado. É um procedimento cirúrgico comumente utilizado, para correcção da fractura do colo do fémur em pessoas idosas (Pramanik et al, 2005). Na Figura 17, está representada uma hemi-artroplastia, com substituição da cabeça do fémur.

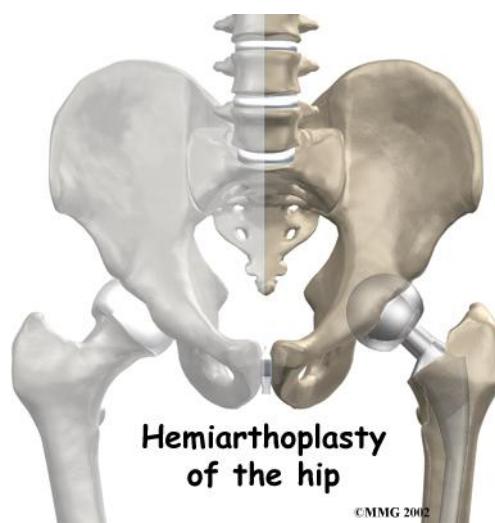


Figura 17 – Hemi-artroplastia da anca (www.medicalmultimeddiagroup.com)

A prótese é composta por uma haste que é alojada no canal femoral e por uma esfera metálica, sendo que esta pode ser um componente independente da haste.

Existem dois tipos diferentes de prótese, que são geralmente utilizados neste género de artroplastias. A primeira, denominada por unipolar, é constituída por uma esfera rígida colocada na ponta da haste e que reproduz a funcionalidade da cabeça do fémur.

A segunda é do tipo bipolar e é composta por uma esfera que roda sobre a zona de fixação à haste (Figura 18). Esta última foi concebida na tentativa de reduzir o desgaste da cartilagem hialina do acetábulo, não sendo no entanto notórias as vantagens desta alternativa sobre a unipolar.

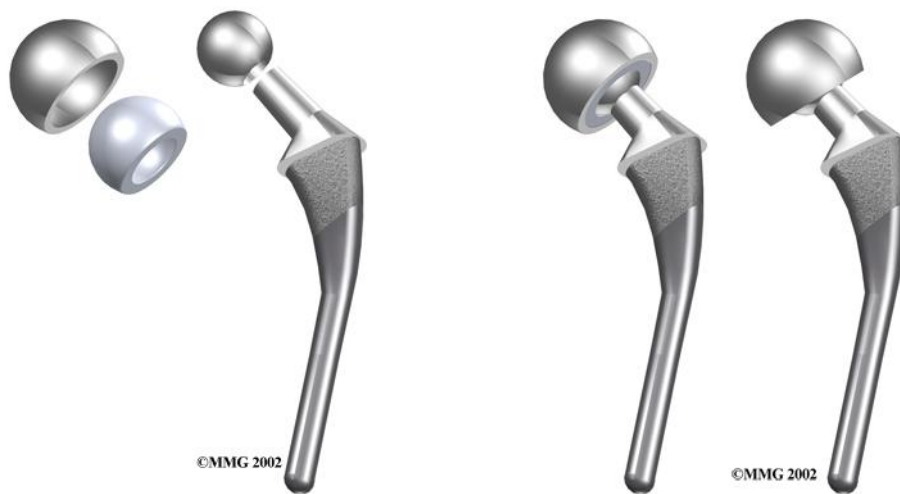


Figura 18 – Prótese bipolar para a hemi-artroplastia da anca (www.medicalmultimediasgroup.com)

Quando as lesões estão presentes nas duas superfícies articulares, é realizada uma artroplastia total da anca. Este é o procedimento mais corrente e consiste na remoção da cabeça do fémur e do acetábulo, substituindo-os por próteses, conforme ilustrado na Figura 19.

De acordo com a AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons), citada por Narayan (2009), a artroplastia total da anca é uma das mais bem sucedidas cirurgias reconstrutivas da articulação no âmbito da cirurgia ortopédica.

Dados estatísticos recolhidos por esta mesma instituição, apontam para a realização de mais de 200.000 artroplastias por ano, só nos Estados Unidos da América.

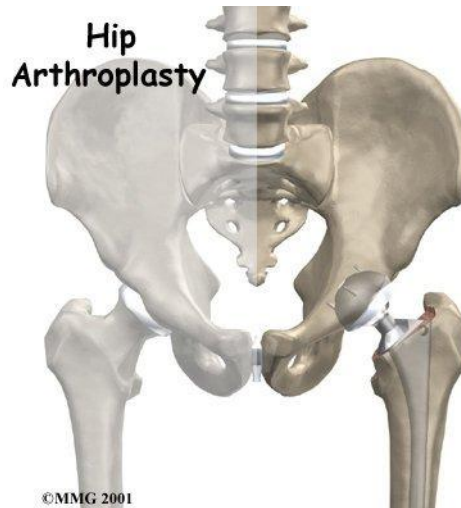


Figura 19 – Artroplastia total da anca (www.medicalmultimediasgroup.com)

Conforme mencionado anteriormente, a artroplastia total da anca pressupõe a substituição dos dois componentes da articulação, o acetábulo e a cabeça do fêmur. Na Figura 20, estão identificados os diferentes constituintes de uma prótese da anca comum, no entanto, existem inúmeras alternativas, quer a nível de materiais quer de concepção.



Figura 20 – Constituição da prótese total da anca (exemplo do tipo Metal / PE) (adaptado de Narayan, 2009)

Outra questão de grande importância na artroplastia total da anca, é a forma de fixação das próteses. Existem duas categorias principais de próteses, as cimentadas e as não cimentadas. Coexiste ainda uma variante híbrida, resultante destas duas formas principais de fixação, em que o componente femural é cimentado e o componente acetabular é não cimentado.

Segundo Narayan (2009), tradicionalmente as próteses não cimentadas são recomendadas para pacientes jovens, em que a densidade óssea é mais elevada, enquanto que as próteses

cimentadas são preferíveis para pacientes mais idosos, que têm uma menor densidade óssea. Trata-se no entanto de uma escolha que não é baseada em dados concretos, uma vez que não há resultados clínicos que suportem esta teoria.

Na artroplastia total da anca cimentada, a fixação da haste do componente femoral e do suporte da cúpula ao osso, é concretizada através da colocação de polimetilmetacrilato (PMMA) na interface entre o metal e o osso. (Figura 21)

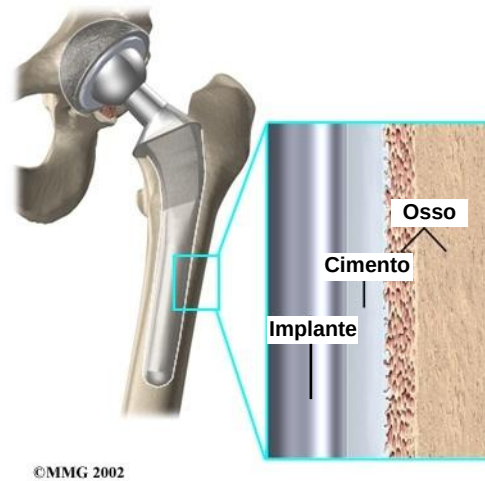


Figura 21 – Prótese da anca cimentada (adaptado de www.medicalmultimediasgroup.com)

Este método permite uma imediata estabilização da prótese, podendo o paciente caminhar pouco tempo após a cirurgia. O mesmo não acontece na artroplastia total da anca não cimentada, em que o paciente começa a dar os primeiros passos entre 4 a 6 semanas após a cirurgia. Isto porque o processo de fixação biológica que ocorre nas próteses não cimentadas é bastante lento. Para promover o crescimento do osso e a fixação biológica deste à prótese, introduzem-se pequenas porosidades no implante (Figura 22) ou pequenos suplementos mecânicos de fixação, como parafusos ou cavilhas.

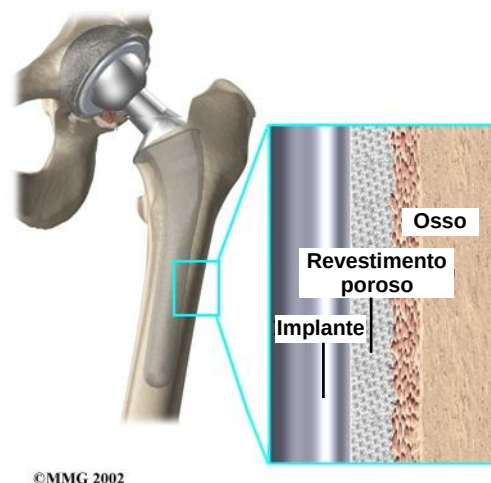


Figura 22 – Prótese da anca não cimentada (www.medicalmultimediasgroup.com)

Apesar do constante aperfeiçoamento da artroplastia da anca a nível das técnicas cirúrgicas utilizadas, da melhor adequação do tipo de prótese a cada paciente e dos materiais utilizados, não se pode esperar que um implante artificial dure para sempre.

Conforme referido por Soto et al (2005), a qualquer momento a prótese da anca pode tornar-se dolorosa, o que consequentemente conduz a uma artroplastia de revisão. Esta necessidade pode demorar mais ou menos tempo a surgir, dependendo da ocorrência de complicações pós-operatórias como a rejeição do implante, infecção da articulação, fractura ou perda da massa óssea adjacente por efeito de *stress-shielding*, quebra ou luxação do implante, fusão da articulação e outros problemas inerentes à própria intervenção cirúrgica.

Outros factores que influenciam a necessidade de revisão são a condição física, a resistência óssea e muscular, o estilo de vida e o nível de actividade do paciente, além do desgaste e relaxamento natural das próteses.

Narayan (2009) refere que uma articulação artificial da anca pode facilmente atingir durações de 20 ou 25 anos. Embora este período seja suficientemente longo para os pacientes de mais idade, não o é para os pacientes mais jovens.

Por exemplo, um paciente jovem, tem à partida maior probabilidade de repetir a cirurgia ao longo da vida, não só pela duração limitada que se pode atribuir aos materiais que constituem as próteses, mas também pelo expectável estilo de vida mais activo.

As artroplastias de revisão da anca são bastante mais complicadas do que as artroplastias totais primárias. Uma das principais razões é a perda de osso nas zonas adjacentes à prótese primária, ficando este mais fino e frágil. Torna-se muitas vezes necessário colocar enxertos de osso ou outros materiais à volta do implante, para reforçar o osso. Estes enxertos podem ser do corpo do próprio paciente, por exemplo da crista ilíaca ou do perónio e são denominados auto-enxertos. Uma possível aplicação destes enxertos está ilustrada na Figura 23 a).

Se a quantidade de osso necessária for demasiada para ser retirada do próprio paciente, pode-se recorrer também a enxertos de osso de outros dadores (por exemplo, bancos de ossos), sendo estes designados por allo-enxertos. É exemplo disso a aplicação do enxerto de parte da zona proximal do fémur, representada na Figura 23 b), que inclui a cabeça e colo do fémur e parte da diáfise.

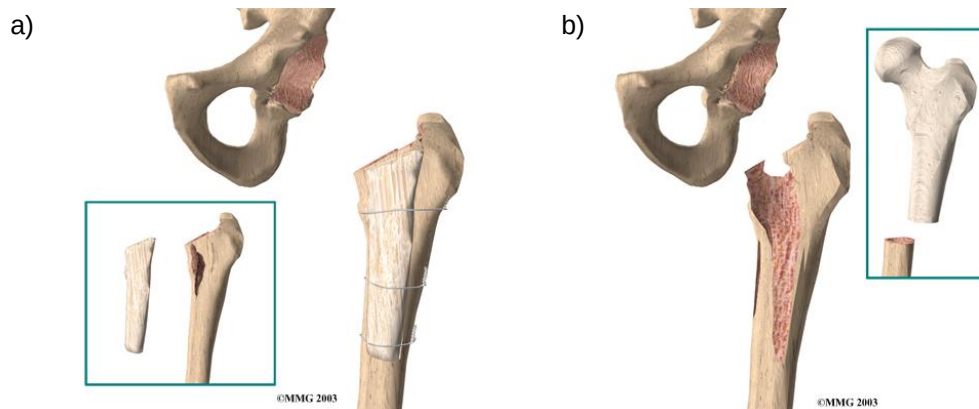


Figura 23 – Auto-enxerto (a) e allo-enxerto (b) de osso nas artroplastias de revisão
(www.medicalmultimediasgroup.com)

As próteses utilizadas neste tipo de artroplastia, são também diferentes das aplicadas na artroplastia primária. Os componentes acetabulares, são preparados para cada situação específica, de forma a distribuírem o peso por uma área mais ampla do acetábulo, sendo fixados ao osso mais forte fora da área de desgaste.

As hastes do componente femural da prótese, são também específicas para estas situações. Como o osso geralmente está mais fraco do que na primeira intervenção, utilizam-se hastes mais compridas, que ao atingirem zonas mais profundas do canal femural distribuem melhor o peso do corpo. Na Figura 24, apresentam-se exemplos de componentes acetabulares e femurais, para artroplastias de revisão.



Figura 24 – Componentes acetabulares e femurais para artroplastias de revisão. Da esquerda para a direita, componente acetabular *STH Cup* e componente femural *Modular Stem* da empresa LIMA, LTO, componente femural *Helios* e componente acetabular *Batcup* da empresa Biomet, Lda

2.4 Materiais Biomédicos para Prótese da Anca

“Um implante biomédico define-se em termos simples como um órgão artificial utilizado para devolver a funcionalidade de um órgão natural ou de um tecido do corpo, danificado.” (Batchelor e Chandrasekaran, 2004)

A prótese da anca é um implante biomédico e, como tal, pretende-se que cumpra as funções da articulação natural substituída, sem causar nenhum efeito adverso noutras partes do corpo. Deverá por isso a sua constituição verificar dois conceitos intimamente associados à engenharia biomédica, abordados também por Batchelor e Chandrasekaran (2004): a Biocompatibilidade e a Biodegradabilidade. O primeiro refere-se à anulação da possibilidade de rejeição do objecto estranho no corpo, pelos sistemas de tecidos circundantes, ou do início de processos inflamatórios. O segundo conceito, está relacionado com a taxa de degradação e/ou absorção do material pelo qual é constituído, quando implantado.

2.4.1 Biomateriais

“Um biomaterial, é qualquer substância – que não um medicamento – ou combinação de substâncias, de origem natural ou sintética, que pode ser usado durante qualquer período de tempo, como parte ou a totalidade de um sistema, que trata, aumenta ou substitui qualquer tecido, órgão ou função no corpo.” (Galletti, citado por Prof. Dr. Rui Cabral, Director do Serviço de Ortopedia dos Hospitais da Universidade de Coimbra, no Curso Avançado de Biomateriais e Medicina Regenerativa, Universidade de Aveiro, Maio de 2010)

O desenvolvimento de materiais biomédicos inicia-se com os primórdios da cirurgia e remonta ao tempo dos antigos Egípcios, dos quais há vestígios de utilização de próteses para a substituição de membros superiores e inferiores amputados.

Existem dados que confirmam a substituição do hallux gangrenado de uma mulher adulta, por uma prótese esculpida em madeira, em aproximadamente 1000 a.C. (Nerhlich et al citados por Batchelor e Chandrasekaran, 2004).

Há também registos na literatura indiana antiga, sobre o período Veda (1500 a 1800 a.C.), onde é mencionado que já nessa altura eram utilizadas pernas artificiais, olhos e dentes (Goh, citado por Batchelor e Chandrasekaran, 2004).

No entanto, a aplicação de implantes dentro do corpo humano, tornou-se possível apenas a partir do momento em que foi inventada a anestesia. A partir desse momento começou a ser possível aparafusar placas metálicas às extremidades partidas dos ossos, de forma a reparar fracturas complexas (Batchelor e Chandrasekaran, 2004).

Com a abertura de novos caminhos neste campo da ciência, começaram a ser desenvolvidos novos tipos de implantes, não só para melhorar a saúde dos pacientes, mas também com fins estéticos, para tornar mais jovem e atractiva a aparência física.

Foi a partir de meados do século XX, que principalmente as mulheres começaram a recorrer aos materiais biomédicos por razões estéticas, nomeadamente para a realização de cirurgias cosméticas para a colocação de implantes mamários.

2.4.2 Cronologia da artroplastia da anca e do desenvolvimento de materiais para a prótese da anca

O desenvolvimento de materiais para as próteses da anca, é um dos maiores desafios dos dias de hoje, no âmbito da tecnologia de concepção de próteses.

Diversos investigadores têm vindo ao longo dos anos a estudar e desenvolver materiais para esta utilização. O material utilizado na primeira artroplastia da anca, pelo cirurgião Carnochan em 1840, foi um bloco de madeira, colocado entre as extremidades danificadas da articulação.

Posteriormente, foram sendo testados outros materiais biológicos e “estranhos”, incluindo a pele, a bexiga de porco, o músculo e até folha de ouro. Infelizmente os resultados destas cirurgias conduziam a resultados imprevisíveis, dolorosos e ineficazes (Pramanik et al, 2005).

É apresentado na Tabela 4 um resumo das principais datas que marcam etapas importantes no desenvolvimento e aplicação de novos materiais em próteses da anca, com base nos dados coligidos por Pramanik et al (2005) e complementados pela revisão histórica apresentada por Kulkarni (2006).

Tabela 4 – Cronologia das principais etapas do desenvolvimento e aplicação de novos materiais em próteses da anca

Ano	Tipo de artroplastia e materiais utilizados
1840	Artroplastia interposicional da anca. Carnochan utilizou um bloco de madeira para separar as extremidades danificadas da articulação.
1890	Hemi-artroplastia (componente femural). Gluck introduziu a haste femural, com a cabeça do fémur em marfim .
1919	Hemi-artroplastia (componente femural). O cirurgião francês Delbet utilizou borracha reforçada no lugar da cabeça femural.
1925	Artroplastia interposicional da anca. Smith-Petersen utilizou pela primeira vez um componente hemisférico de vidro , em forma de sino, para cobrir a cabeça do fémur e assim permitir uma movimentação suave da articulação, promovendo ao mesmo tempo a regeneração da cartilagem. Apesar da sua biocompatibilidade, a fraca resistência às tensões criadas pela deambulação levou à sua rápida falência. Deixou no entanto lugar à experimentação de outros materiais, como o Viscaloid, um derivado celulósico .
1926	Hemi-artroplastia (componente femural). Grooves utilizou uma capa de marfim para substituir a superfície articular da cabeça do fémur.
1933	Artroplastia interposicional da anca. Material utilizado: Pyrex .
1936	Artroplastia interposicional da anca. Foi utilizada uma liga de Cobalto-Crómio , denominada Vitallium. Este material demonstrou ser inerte e durável para o tipo de cirurgia e apresentar uma elevada resistência à corrosão. Ainda hoje é utilizado.

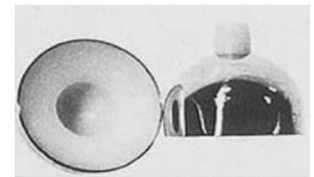


1938	THR. Philip Wiles, de Londres, efectuou provavelmente a primeira artroplastia total da anca. Era do tipo MOM (<i>Metal on Metal</i>), sendo ambos os componentes fabricados em aço inoxidável.	
1939	Artroplastia interposicional da anca. Material utilizado: Bakelite. Hemi-artroplastia (componente femural). Bohlman e Austin T. Moore, colaboraram no fabrico e implantação da primeira prótese femural em Vitallium, com uma haste de 12 polegadas de comprimento (aproximadamente 30 cm), num paciente com um tumor celular gigante recorrente. Sendo uma intervenção com algum sucesso, influenciou o desenvolvimento de próteses femurais com haste longa.	
1938-46	Hemi-artroplastia (componente femural). Jean Judet e o irmão Robert Judet, de Paris, tentaram utilizar um material acrílico (PMMA) para substituir as superfícies artríticas da articulação, mas soltava-se após a implantação. Em 1946, desenvolveram então as primeiras próteses de haste curta, em PMMA.	
1950s	Hemi-artroplastia (componente femural). F. R. Thompson e Austin T. Moore, desenvolveram as mais populares próteses femurais de haste longa.	
1950	THR. Sven Kiaer introduziu a utilização de cimento acrílico na área ortopédica. No mesmo ano, a ideia dos irmãos Judet de utilizarem o acrílico como material para as próteses da anca (1946), inspirou Edward J. Habboush, do Hospital para as Doenças da Articulação, de Nova Iorque, para a utilização do "acrílico dental de fixação rápida" na colagem da prótese ao osso.	
1951	THR. McKee e Watson-Farrar introduzem a prótese total da anca composta por um componente femural tipo Thompson e um componente acetabular em liga de Cobalto-Crómio. Ambas as próteses eram fixas ao osso através da cimentação com cimento acrílico.	

Em 1960, foi desenvolvida a chamada “*McKee’s Ring Prosthesis*”, que era fixa através de parafusos.



1952	Cúpula acetabular: Utilizada por Gaenslen.
1955	Cúpula acetabular: Utilizada por McBride
1957	Cúpula acetabular: Utilizada por Urist.
1958	Cúpula acetabular: Em Inglaterra, um muito inovador cirurgião, Sir John Charnley, iniciou o desenvolvimento da técnica de artroplastia de baixo atrito, com a utilização de Teflon (PTFE). A utilização deste material acabou por ser abandonada, pela sua baixa resistência ao desgaste.
1961	Cúpula acetabular: Sir John Charnley procurou soluções alternativas de baixo atrito. Iniciou então a utilização do polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), que apresentava características de resistência ao desgaste 500 a 1000 vezes superiores ao Teflon.
1970	THR: Pierre Boutin procedeu ao primeiro implante COC (<i>Ceramic on Ceramic</i>), utilizando próteses cerâmicas à base de Alumina.
1973-76	THR. McKee e Watson-Farrar utilizam próteses da anca cimentadas, de uma liga metálica de Cobalto-Crômio-Molibdênio (CoCrMo).
1977	THR. Willert iniciou a aplicação de próteses da anca e do joelho.
1980s	THR. Depois de generalizada a aplicação de próteses da anca e do joelho nos anos 70, começou nos anos 80 a ser dada alguma atenção ao comportamento tribológico dos materiais utilizados.
1990s	THR. Desenvolvimento de novas próteses cerâmicas, utilizando além da Alumina, a Zircônia.
1992	THR. Sedel iniciou a utilização de pares articulares do tipo COC, em Alumina.
1994	THR. Fisher reduziu o desgaste, as partículas de desgaste e as reacções biológicas típicas.
1995	THR. Muller iniciou a utilização de pares articulares MOM em liga de Cobalto-Crômio.
2000s	THR. Aumenta o interesse na Hidroxiapatite (HAP), como revestimento da superfície externa das próteses da anca, para encorajar o crescimento ósseo e a fixação biológica das mesmas.



2.4.3 Escolha de biomateriais para a artroplastia total da anca

O restauro da mobilidade e a eliminação da dor articular através do implante de articulações artificiais, tornou-se numa importante aplicação dos biomateriais (Batchelor e Chandrasekaran, 2004).

O tipo de implante e a sua constituição, são seleccionados pelos cirurgiões, ponderando diversas variáveis como a idade do paciente, o estilo de vida e nível de actividade, se se trata de uma artroplastia primária ou de uma artroplastia de revisão e por último mas também muito importante, a experiência e prática do próprio cirurgião.

Até agora, apenas 4 tipos de combinações de materiais são aplicados na prática corrente, para substituição da cabeça femural e cúpula acetabular. São os pares Metal/Metal, Metal/Polímero, Cerâmico/Polímero e Cerâmico/Cerâmico, geralmente com as composições indicadas na Tabela 5. (Narayan, 2009)

Tabela 5 – Pares de materiais utilizados nas próteses para THR (adaptado de Narayan, 2009)

Componente femural	Componente acetabular	Resultados
CoCrMo	CoCrMo	Taxa de laxamento precoce das próteses elevada. Novos desenvolvimentos neste tipo de próteses indicam uma redução na taxa de desgaste (utilizado clinicamente apenas na Europa, nas THR).
CoCrMo	UHMWPE	Largamente aplicado. Apresenta baixo desgaste.
Alumina ou Zircónia	UHMWPE	Muito baixo coeficiente de desgaste. A Zircónia é mais resistente ao choque.
Alumina	Alumina	Taxa de desgaste mínima (componentes bem ajustados). Há registos de ocorrência de dor. Não é utilizado clinicamente nos EUA.
Ti6Al4V	UHMWPE	Desgaste elevado do UHMWPE, devido à falência da superfície do Titânio.
Ti6Al4V revestido superficialmente	UHMWPE	Melhoramento da resistência à abrasão. Apenas obtida uma fina camada de revestimento.

Segundo Narayan (2009), nos pares articulares do tipo MOP (*Metal on Polymer*), as ligas de Cobalto são as mais utilizadas na cabeça do fémur, em detrimento das ligas de Titânio. Isto porque os filmes de óxido que se formam na superfície das cabeças femurais em Titânio, são indutores de um desgaste excessivo nas cúpulas de UHMWPE. Testes de desgaste efectuados em simuladores da anca, mostraram que as taxas de desgaste em pares articulares Ti6Al4V / UHMWPE são 35% superiores aos verificados em pares articulares CoCrMo / UHMWPE.

Por outro lado, embora este tipo de pares articulares apresentem uma baixa taxa de desgaste, está provado que as partículas de desgaste de polietileno produzidas após alguns anos de

utilização da prótese, podem causar reacções patológicas adversas nos tecidos circundantes, levando à ocorrência de osteólise e laxamento da prótese.

A introdução de novos tipos de polietileno, como o *cross-linked* UHMWPE, têm apresentado já alguns resultados que apontam para uma redução drástica das partículas de desgaste produzidas, comparáveis à redução obtida na utilização de cabeças femurais cerâmicas, em substituição das metálicas.

O aumento da resistência ao desgaste da cabeça metálica, através da implantação iónica ou outros tratamentos superficiais e a diminuição do atrito nas articulações superficiais, são temas que continuam a representar um enorme desafio para os investigadores na área da biotribologia, transversais a disciplinas como a engenharia, a medicina e a biologia.

Na Tabela 6, são apresentados os resultados obtidos na simulação *in vitro* da interacção de alguns destes materiais, segundo Narayan (2009), onde se podem comparar as diferentes taxas de desgaste obtidas, assim como o tamanho das partículas de desgaste.

Tabela 6 – Taxas de desgaste e tamanho das partículas de desgaste resultantes da simulação *in vitro* dos diversos materiais

Materiais	Taxa de Desgaste (mm ³ / 10 ⁶ ciclos)	Tamanho médio das partículas de desgaste (nm)
COP: Zircónia / UHMWPE	31 ± 4,0	300 ± 200
MOM: CoCrMo / CoCrMo	1,23 ± 0,5	30 ± 2,25
COC: Alumina / Alumina	0,05 ± 0,02	9 ± 0,5

A escolha do material para as próteses, além de ter em consideração a sua resistência ao desgaste, é substancialmente influenciada pela reacção do mesmo aos diferentes esforços a que é sujeito. Conforme referido por Batchelor e Chandrasekaran (2004), enquanto que o componente acetabular deverá suportar principalmente tensões de compressão, a esfera e principalmente a haste, deverão suportar tensões de tracção resultantes da flexão, variações bruscas dos movimentos e cargas resultantes de movimentos de impulsão.

O componente acetabular e a haste da cabeça femural, devem por isso ser concebidos em materiais de elevada resistência à fadiga e boa tenacidade.

Importa referir, que é comum a concepção modular das próteses femurais para as artroplastias totais da anca, onde a haste do fémur e a cabeça do fémur são constituídas por dois materiais diferentes. Por exemplo, a haste que suporta as cabeças de CoCrMo ou de cerâmica, é normalmente de Titânio.

Da mesma forma, a prótese acetabular pode ser uma peça de um só elemento e implantada directamente na pélvis, mas também pode ser uma peça de concepção modular. Por exemplo, pode ser constituída por uma cúpula em UHMWPE, que é fixa a um suporte em Titânio, implantado na pélvis.

2.4.4 Características dos materiais utilizados nas próteses da anca

Cada vez mais, o envelhecimento não é sinónimo de velhice e as pessoas têm maiores expectativas de manter uma boa qualidade de vida. Conforme é referido por Rodríguez et al, este facto requer da comunidade científica, nomeadamente a especializada em biomateriais, o desenvolvimento, concepção e produção de materiais e técnicas para implantes mais aperfeiçoados. Ao mesmo tempo, é necessário dar também resposta à necessidade de tratamento de pacientes jovens, para os quais os pré-requisitos são ainda mais exigentes.

É necessária assim uma caracterização fidedigna dos materiais e da sua interacção com os tecidos hospedeiros, sendo que a propriedade principal que se requer de um biomaterial, conforme já anteriormente referido, é que não cause nenhuma reacção adversa no organismo, quando colocado em serviço.

2.4.4.1 Ligas de Cobalto

As ligas de Cobalto-Crómio, são dos primeiros materiais que combinam resistência e biocompatibilidade para aplicações biomédicas. São ligas com uma excelente resistência à corrosão, mas bastante duras e difíceis de fabricar. O Cobalto por si só, não é particularmente biocompatível, no entanto, a adição de 15 a 30% de Crómio, facilita a criação de um filme de óxido que é muito estável no interior do corpo. O Cobalto, o Crómio e o Molibdénio são considerados por Rodríguez et al (2004) elementos essenciais neste tipo de ligas metálicas. Estas ligas, são na sua maioria reforçadas com adição de carbonetos ou Azoto (Narayan, 2009).

Segundo Narayan (2009), há relatos de reacções alérgicas a implantes em ligas de Cobalto. De uma maneira geral, a sensibilidade de alguns pacientes aos metais, pode causar a necrose dos tecidos que envolvem o implante, provocando a sua laxação.

São raros os casos em que ocorrem respostas tóxicas ou mesmo o desenvolvimento de células cancerosas nestes tecidos, no entanto, segundo Savarini et al, citados por Batchelor e Chandrasekaran (2004), continua a ser preocupante a libertação de iões de crómio e cobalto para o organismo dos pacientes.

Pramanik et al, referem que nas próteses totais da anca do tipo MOM, nomeadamente as de Cobalto-Crómio, os iões metálicos que se libertam produzem sais metálicos solúveis, que entram nos fluídos biológicos como o sangue e a urina. Normalmente, o Níquel é eliminado rapidamente pela urina, enquanto que o Cobalto e o Crómio permanecem durante mais tempo dentro do organismo, sendo que este último pode mesmo ficar retido nos tecidos orgânicos.

Embora as ligas de Cobalto não sejam 100% neutras quando implantadas no corpo humano, a incidência de corrosão é muito baixa e as reacções alérgicas limitadas a um pequeno número de pacientes, pelo que são uma boa opção para a artroplastia total da anca.

As 4 principais ligas de Cobalto utilizadas na biomedicina, são.

- ASTM F75 – liga de Co28Cr6Mo, obtida por fundição
- ASTM F90 – liga de Co20Cr15W10Ni, forjada
- ASTM F799 – liga de Co28Cr6Mo, obtida por processos termomecânicos, com composição semelhante à da liga ASTM F75
- ASTM F562 – liga de Co35Ni20Cr10Mo, forjada

Na Tabela 7, estão resumidas as principais propriedades mecânicas destas ligas.

Tabela 7 – Propriedades típicas das ligas de Cobalto-Crômio utilizadas em aplicações biomédicas (adaptado de Narayan, 2009)

ASTM	Estado	Módulo de Young (GPa)	Tensão Limite de Elasticidade (MPa)	Tensão Máxima de Tracção (MPa)	Resistência à Fadiga (10^7 ciclos, R=-1) (MPa)
F75	Fundida / Temperada	210	448 – 517	655 – 889	207 – 310
	P/M HIP ^a	253	841	1277	725 – 950
F799	Forjada a quente	210	896 – 1200	1399 – 1586	600 – 896
F90	Temperada	210	448 – 648	951 – 1220	N/D
	Trabalhada 44% a frio	210	1606	1896	586
F562	Forjada a quente	232	965 – 1000	1206	500
	Trabalhada a frio / Tratada termicamente	232	1500	1795	689 – 793 ^b

^a P/M, Metalurgia do Pó (*powder metallurgy*); HIP, Prensagem Isostática a Quente (*hot isostatic pressing*)

^b Tensão Axial, R=0,05, 30Hz

As primeiras ligas de CoCrMo eram obtidas exclusivamente por fundição. No entanto, conforme referido por Narayan (2009), as ligas fabricadas por este processo apresentam uma enorme desvantagem, que se prende com as baixas propriedades mecânicas, conforme se pode verificar na tabela anterior. Isto devido ao facto da estrutura de granular grosseira (gamas de tamanhos desde as centenas de micrómetros até ao milímetro), defeitos de fundição inerentes e rechupes resultantes da solidificação e arrefecimento relativamente lento.

Por outro lado, nas ligas fundidas sujeitas a um processo de têmpera, como é o caso da F75, os carbonetos que são retidos após o tratamento térmico, em vez de beneficiarem a resistência ao desgaste criam zonas propensas à iniciação de fissuras e à sua propagação.

Enquanto que as porosidades resultantes da fundição (rechupes) podem ser reduzidos ou até eliminados através do processo de prensagem isostática a quente (HIP), este não tem qualquer efeito nos defeitos superficiais, pelo que as zonas propensas à fissuração permanecem.

Estas desvantagens, levaram ao desenvolvimento de ligas de CoCrMo forjadas, que representaram um enorme progresso relativamente às ligas fundidas. Conforme referido por Bono (1999), este tipo de ligas tem sido extensamente aplicado em superfícies articulares de implantes e na concepção de próteses totais da anca.

As concepções modulares actuais, empregam as ligas forjadas em detrimento das fundidas, retirando assim vantagem da sua alta dureza e microestrutura granular fina.

Testes de desgaste realizados em simuladores da anca, demonstraram que as cabeças femurais em CoCrMo forjado comportam-se excepcionalmente bem, com taxas de desgaste na interacção com o UHMWPE aproximadas às que se verificam com as cabeças cerâmicas, conforme pode ser verificado na Figura 25.

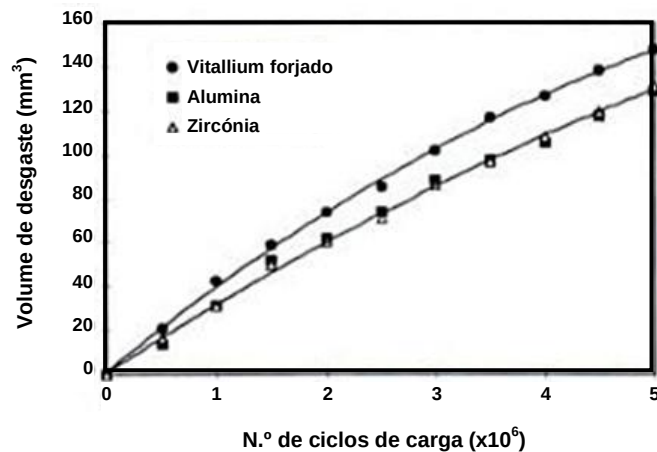


Figura 25 – Volume de desgaste de cúpulas acetabulares de UHMWPE, em interação com cabeças femurais de CoCrMo, Alumina e Zircónia, obtido num simulador da anca (adaptado de Bono, 1999)

O forjamento aumenta a resistência das ligas fundidas, refinando a estrutura granular e melhora também a resistência à deformação, através das alterações conferidas à rede cristalina. Quando bem executado, o forjamento das ligas CoCrMo aumenta a resistência aos esforços de tracção e à fadiga.

A microestrutura granular confere também uma excelente resistência à flexão, pelo que as ligas forjadas são também um material preferencial para as hastes femurais de próteses cimentadas. A sua excepcional resistência mecânica, permite a concepção de hastes que diminuem as tensões no cimento, mantendo as características da liga metálica (Figura 26).

A utilização de ligas metálicas forjadas no fabrico de hastes femurais, foi generalizada nos EUA em meados da década de 70.



Figura 26 – Componente femural de CoCrMo forjado (Rodríguez, 2004)

2.4.4.2 Ligas de Titânio

O Titânio e as suas ligas, são de particular interesse para as aplicações biomédicas, pela sua sobejamente conhecida biocompatibilidade, pelo baixo módulo de elasticidade quando comparado com outros materiais utilizados em implantes, como o aço inoxidável e as ligas de Titânio, assim como pela sua baixa ou até nula reacção com os tecidos circundantes ao implante.

O baixo módulo de elasticidade (ou módulo de Young) das ligas de Titânio, é efectivamente uma característica muito importante quando falamos de implantes osteo-integrados. Conforme é referido por Narayan (2009), sendo o módulo de elasticidade do osso da ordem dos 17 GPa, dependendo da idade e do estado de saúde do paciente, a discrepância entre este valor e o das ligas utilizadas nos dispositivos implantados para suportar as cargas estruturais, provoca que o componente metálico faça uma distribuição desproporcionada da carga sobre o osso.

Consequentemente, o osso sofre os efeitos do fenómeno conhecido como “*stress-shielding*”, ilustrado na Figura 27. Este fenómeno conduz à deterioração da qualidade do osso, causando a diminuição da sua espessura, perda de massa óssea e osteoporose, o que eventualmente leva à luxação da prótese.

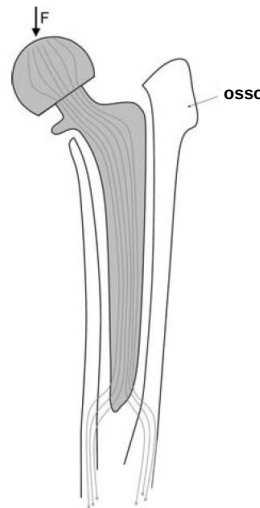


Figura 27 – Ilustração esquemática de um implante femoral, demonstrando a direcção e concentração das linhas de força que actuam durante a compressão (adaptado de Narayan, 2009)

Segundo o mesmo autor anteriormente citado, têm sido introduzidas ligas de Titânio α - β que apresentam módulos de elasticidade de valores de aproximadamente metade dos valores das ligas de CoCrMo e ligas metastáveis de Titânio β , com módulos de elasticidade na ordem dos 70 GPa.

Na Tabela 8, são apresentados comparativamente os valores dos módulos de elasticidade de alguns materiais orgânicos e de materiais sintéticos utilizados nas articulações.

Tabela 8 – Módulos de elasticidade de materiais naturais ou sintéticos em articulações (adaptado de Narayan, 2009)

Material da Articulação	Módulo de Elasticidade (GPa)
Cartilagem hialina	0,001 – 0,17
PTFE	0,5
UHMWPE	0,5
Cimento ósseo (PMMA)	3
Osso	10 – 30
Liga Ti35,5Nb7,3Zr5,7Ta (TNZT)	55 – 66
Ligas β -Ti da “nova geração”	74 – 85
Liga Ti6Al4V	110
Zircónia	200
Aço inoxidável	205
Liga CoCrMo	230
Alumina	350

No que concerne à corrosão, as ligas de Titânio, apresentam uma elevada resistência, comparada com a de outros materiais como o aço inoxidável e o CoCrMo, devido à formação de um filme de óxido à superfície, resultado da auto-passivação espontânea. Esta propriedade é uma mais-valia para a artroplastia da anca, tendo em consideração o ambiente bioquímico em que se insere.

As ligas de Titânio são caracterizadas também por apresentarem uma menor dureza, que chega a ser 15% inferior à das ligas de CoCrMo, o que nas próteses articulares significa um aumento do desgaste e formação de partículas de desgaste (Narayan, 2009).

Tem sido observado um desgaste significativo nas próteses articulares do tipo MOP, com cabeça femural em Ti6Al4V e cúpula acetabular em UHMWPE, quer nas recuperadas de prévio uso clínico, quer nas testadas em simuladores da anca.

Conforme referido por Narayan (2009), um dos métodos utilizados para diminuir as taxas de desgaste nas cabeças femurais de Titânio, é o aumento da dureza superficial através do processo de implantação iónica com iões N^+ ou com a aplicação superficial de um filme fino de nitreto de Titânio (TiN), através de deposição física a vapor (PVD).

Com a introdução das próteses modulares, a questão do desgaste da cabeça do fémur deixou de ser primordial, uma vez que é possível combinar uma haste de Titânio com uma cabeça femural de outro material com maior resistência ao desgaste, como uma liga de Cobalto ou um material cerâmico (Figura 28). Obtém-se assim uma prótese da anca com uma boa resistência à fadiga e elevada resistência ao desgaste.



Figura 28 – Haste *FIT* em Ti6Al4V, com cabeça femoral *BioloX® Forte* em Alumina, da empresa LIMA, LTO

Na Tabela 9, estão caracterizadas algumas das propriedades mecânicas mais importantes, das ligas de Titânio especificamente desenvolvidas para implantes ortopédicos, nas últimas 4 décadas.

Tabela 9 – Propriedades das ligas de Titânio desenvolvidas para implantes ortopédicos (adaptado de Narayan, 2009)

Designação	Módulo de Young (GPa)	Tensão Limite de Elasticidade $\sigma_{0,2\%}$ (MPa)	Tensão Máxima de Tracção (MPa)	Alongamento (%)
Ligas α - β				
Ti6Al4V	110	860	930	10 – 15
Ti6Al7Nb	105	795	860	10
Ti5Al2,5Fe	110	820	900	6
Ti3Al2,5V	100	585	690	15
Ligas β				
Ti3Nb13Zr	79 – 84	836 – 908	973 – 1037	10 – 16
Ti12Mo6Zr2Fe (TMZF)	74 – 85	1000 – 1060	1060 – 1100	18 – 22
Ti15Mo	78	655	795	22
Ti15Mo5Zr3Al	75 – 88	870 – 968	882 – 975	17 – 20
Ti15Mo2,8Nb0,2Si (21SRx)	83	945 – 987	979 – 999	16 – 18
Ti16Nb10Hf	81	736	851	10
Ti35,5Nb7,3Zr5,7Ta (TNZT)	55 – 66	793	827	20

2.4.4.3 Biocerâmicas: Alumina e Zircónia

Considerando as baixas taxas de desgaste das cerâmicas, estas podem à primeira vista ser consideradas como sendo os materiais mais adequados para serem utilizados em próteses ortopédicas, como a da anca. No entanto, conforme relatado por Narayan (2009), os registos históricos mostram que os componentes cerâmicos aplicados em próteses articulares têm falhado nas suas funções, quer pela baixa qualidade dos materiais, quer pela deficiente concepção e também por inadequadas técnicas cirúrgicas. Na década de 70, a taxa de revisão das artroplastias totais da anca pela falência das próteses rondava os 10%.

Felizmente, as causas de falência das próteses são já sobejamente conhecidas, o que tem permitido melhorar a qualidade dos materiais e aperfeiçoar os processos de fabrico e técnicas cirúrgicas, eliminando assim os problemas que inicialmente inviabilizavam esta solução. Actualmente, os componentes em biocerâmica são tão mais fiáveis que é possível prever uma taxa de falência de apenas 0,004%.

Os dois materiais cerâmicos mais utilizados como implantes são a Alumina e a Zircónia. A primeira, começou a ser utilizada em aplicações biomédicas em 1969, sendo que desde então, estima-se que 200 milhões de cabeças femurais e 300000 cúpulas acetabulares terão já sido aplicadas em artroplastias totais da anca.

Em 1985, aplicou-se pela primeira vez um implante de uma cabeça do fémur em Zircónia e, desde então, segundo os registos existentes terão sido já aplicadas mais do que 300000 cabeças do fémur neste material. Na Tabela 10, é apresentada uma comparação das principais propriedades destes dois materiais.

Tabela 10 – Comparação das principais propriedades da Alumina e da Zircónia (adaptado de Narayan, 2009)

Propriedade	Alumina	Zircónia
Composição química	99,9% Al_2O_3 ; MgO	97% ZrO_2 ; 3% Y_2O_3
Densidade, g/cm^3	$\geq 3,97$	$\geq 6,08$
Porosidade, %	0,1	0,1
Resistência à flexão, MPa	500	500 – 1000
Resistência à compressão, MPa	4100	2000
Módulo de Young, GPa	380	210
Coeficiente de Poisson	0,23	0,3
Coeficiente de expansão térmica, $\times 10^{-6} \text{K}^{-1}$	8	11
Condutividade térmica, W/mK	30	2
Dureza Vickers, HV	>2000	1200

A Alumina (Al_2O_3) geralmente utilizada nas próteses da anca, é a Alumina de alta densidade e de elevado grau de pureza (superior a 99,5%), devido às excelentes propriedades de

resistência à corrosão, biocompatibilidade, elevada resistência ao desgaste e às solicitações mecânicas. São atingidas excelentes propriedades de desgaste e um reduzido coeficiente de atrito, quando os grãos são muito pequenos ($< 4 \mu\text{m}$). Para limitar o crescimento granular durante a sinterização e ajudar o próprio processo, são acrescentadas pequenas quantidades de magnésia (MgO). O crescimento da estrutura granular é também controlado pelo processo de prensagem isostática a quente (HIP), utilizado no fabrico destes componentes. (Narayan, 2009)

Nas Tabelas 11 e 12, estão resumidas as propriedades físicas e mecânicas, juntamente com os requisitos mínimos para os implantes de Alumina conformes às normas ASTM F603 e ISO 6474.

Tabela 11 – Características físicas das biocerâmicas Al_2O_3 (adaptado de Narayan, 2009)

	Alumina de alta densidade e elevado grau de pureza	ISO 6474
Teor de Alumina, %	$<99,8$	$\geq 99,50$
Densidade, g/cm^3	$>3,93$	$\geq 3,90$
Tamanho médio do grão, μm	3 – 6	<7
Rugosidade da superfície (Ra), μm	0,02	–
Dureza Vickers, HV	2300	>2000
Resistência à compressão, MPa	4500	–
Resistência à flexão, MPa (após teste em solução de Ringers)	550	400
Módulo de Young, GPa	380	–
Tenacidade (K_{IC}), $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$	5 – 6	–

Tabela 12 – Características físicas mínimas das biocerâmicas Al_2O_3 , de acordo com a norma ASTM F603 (adaptado de Narayan, 2009)

Teor de Alumina, %	$\geq 99,5$
Densidade, g/cm^3	$>3,94$
Tamanho mediano do grão, μm	$\leq 4,5$
Dureza Vickers, HV	–
Resistência à compressão, MPa	4000
Resistência à flexão, MPa	400
Módulo de Young, GPa	380
Módulo de Weibull	8

Segundo Narayan (2009), o desgaste em próteses da anca do tipo COC em Alumina, são 10 vezes inferiores ao desgaste em próteses do tipo MOP. As reduzidas taxas de desgaste da Alumina, conduziram à generalização da sua utilização, principalmente na Europa, em próteses não cimentadas, quer nas cabeças femurais presas a hastes metálicas, quer nas cúpulas acetabulares presas a suportes também metálicos.

Os resultados a longo prazo são geralmente excelentes, especialmente nos pacientes mais jovens. Nos pacientes de mais idade com patologias de osteoporose ou artrite reumatóide, tem-se verificado por vezes a ocorrência de osteólise e consequente luxação do componente acetabular, pensa-se que derivado ao efeito de *stress-shielding* provocado pelo elevado módulo de elasticidade da Alumina.

Segundo Batchelor e Chandrasekaran (2004), a Zircónia pura não é adequada para o uso em implantes biomédicos, devendo ser ligada com outros materiais cerâmicos, para atingir a dureza necessária.

A Zircónia é utilizada nas cabeças femurais para artroplastias totais da anca, sob a forma de Y-TZP (*Yttria stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal*). É composta por uma estrutura granular fina (tamanho do grão entre 0,4 e 0,8 μm), apresenta elevada resistência mecânica e uma tenacidade moderada.

Estão resumidas na Tabela 13 as propriedades físicas mínimas desta biocerâmica, de acordo com a norma ASTM F1873.

Tabela 13 – Características físicas mínimas da biocerâmica Y-TZP, de acordo com a norma ASTM F1873 (adaptado de Narayan, 2009)

Teor de Zircónia, %	$\geq 93,2$
Teor de Ítrio, %	4,5 – 5,4
Densidade, g/cm^3	$\geq 6,0$
Tamanho mediano do grão, μm	$\leq 0,6$
Dureza Vickers, HV	1200
Resistência à flexão, MPa	800
Módulo de Young, GPa	200
Módulo de Weibull	10

Batchelor e Chandrasekaran (2004), referem que a combinação de diferentes materiais cerâmicos é importante para controlar o atrito e o desgaste. Segundo Morita et al, citados por Batchelor e Chandrasekaran (2004), está provado que o movimento entre duas superfícies de Zircónia é sujeito a um elevado atrito e gera uma elevada taxa de desgaste.

Já o deslizamento entre duas superfícies de Alumina, é aceitável, visto que a superfície desta reage com a água e forma hidróxidos de alumínio macios e escorregadios (Gates et al, citados por Batchelor e Chandrasekaran, 2004). Na Figura 29 é apresentado um exemplo de uma prótese da anca do tipo COC, em Alumina.



Figura 29 – Sistema acetabular *Exceed-ABTTM*, cúpula acetabular e cabeça femoral em Alumina *C2A-Delta™* da empresa Biomet, Lda

2.4.4.4 Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE)

Sir John Charnley, reconheceu desde cedo a problemática do desgaste nas próteses da anca, sendo pioneiro no desenvolvimento de próteses de baixo atrito, em PTFE. Após o insucesso destas próteses pelo desgaste rápido que desenvolviam, Charnley recolheu centenas de componentes de PTFE e substituiu-os por cúpulas de UHMWPE (Charnley, citado por Batchelor e Chandrasekaran, 2004).

O UHMWPE é, dos três graus de polietileno disponíveis comercialmente (PE de baixa densidade, PE de alta densidade e PE de Ultra Alto Peso Molecular), o que apresenta menor ductilidade e tenacidade. No entanto, a sua melhor formação de cadeias lineares e o alto nível de reticulação polimérica (interligação das cadeias lineares por ligações covalentes, conhecido por ligação cruzada ou *cross-linking*), conferem-lhe um aumento da cristalinidade e melhoria das propriedades mecânicas. De acordo com Narayan (2009), apresenta um peso molecular de aproximadamente 2×10^6 Dalton.

A elevada dureza e resistência ao desgaste, são as características principais que fomentaram a utilização deste material nas cúpulas acetabulares das próteses da anca. (Narayan, 2009)

Como resultado da articulação cíclica entre as cúpulas de UHMWPE e a cabeça femural, são formadas e soltas no organismo partículas deste material (Figura 30) que, conforme já referido anteriormente, são a principal ameaça ao sucesso das artroplastias totais da anca.

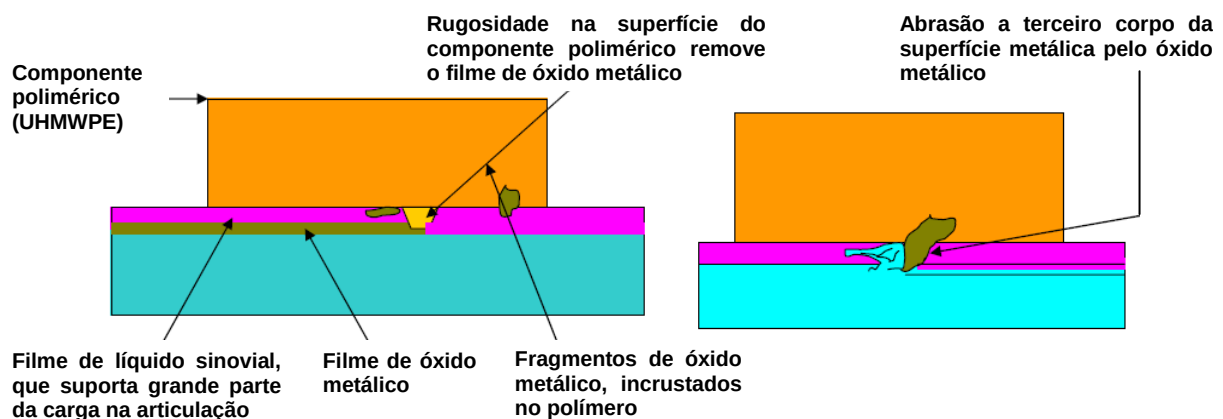


Figura 30 – Mecanismo de corrosão nas próteses ortopédicas do tipo Metal / UHMWPE (adaptado de Batchelor e Chandrasekaran, 2004)

Conforme explicado por Narayan (2009), o corpo trata estas partículas de desgaste infra-micrométricas como bactérias ou vírus, libertando enzimas para as atacar e destruir. No entanto, estas enzimas também matam as células ósseas adjacentes, processo conhecido por osteólise. Este processo causa a reabsorção do osso e a luxação asséptica do implante o que eventualmente conduz à necessidade de realização de uma artroplastia de revisão.

O processo de desgaste de UHMWPE com a consequente libertação de pequenas partículas no organismo, contribui para quase $\frac{3}{4}$ das artroplastias de revisão realizadas.

Há também uma preocupação crescente com as consequências da utilização deste material a longo prazo, uma vez que existem estudos que reportam possíveis efeitos nocivos da esterilização do mesmo, além dos causados pela interacção das partículas de desgaste com os fluídos e tecidos orgânicos.

Segundo Batchelor e Chandrasekaran (2004), o tratamento de irradiação por raios gama, de uma fonte de Cobalto 60, tornou-se um processo normalizado para a esterilização de próteses ortopédicas em UHMWPE, uma vez que se trata de um processo eficiente e não liberta resíduos tóxicos. Pascaud, citado por Batchelor e Chandrasekaran (2004), menciona que apesar deste tipo de tratamento não ser destrutivo para os metais, provoca o aumento da rigidez do UHMWPE, pela oxidação das moléculas de polímero induzidas pela radiação.

Por outro lado, Oomishi et al, citados pelos mesmos autores, concluíram alguns anos mais tarde que o nível de radiação aplicado na esterilização não é suficiente para causar um aumento significativo na degradação por oxidação deste material depois de aplicado. É conhecido que o UHMWPE oxida significativamente após períodos de utilização iguais ou superiores a 15 anos, mesmo sem qualquer oxidação inicial.

As preocupações apontadas anteriormente, motivam cada vez mais os investigadores para a procura de novos materiais e também a concepção de novas soluções que permitam aumentar a resistência do UHMWPE, de forma a minimizar a ocorrência de osteólise e as suas consequências. A introdução de implantes com cargas de antibióticos é um dos processos em desenvolvimento, com o intuito de reduzir a possibilidade de infecção, o que conduz obviamente a uma diminuição da necessidade de realizar artroplastias de revisão.

Um dos mais recentes avanços na concepção de cúpulas em UHMWPE é a impregnação com vitamina E, o que permite a estabilização dos radicais livres, prevenindo assim a degradação por oxidação (Figura 31).



Figura 31 – Cúpula acetabular em UHMWPE, impregnada com vitamina E E-Poly™ HXLPE da empresa Biomet, Lda

2.4.5 Biotribologia

Independentemente do tipo de material ou materiais em que uma prótese articular é concebida, o comportamento tribológico das superfícies em contacto é determinante quer para a eficácia do implante cirúrgico no paciente, quer para a durabilidade da prótese.

Conforme já foi abordado anteriormente, o líquido sinovial é um eficiente lubrificante natural, que tem um papel preponderante no funcionamento das articulações sinoviais ou móveis.

A lubrificação sinovial, permite às articulações humanas moverem-se entre si com coeficientes de atrito significativamente baixos, na ordem dos 0,001, durante algumas décadas, apresentando uma performance superior à maioria das articulações móveis fabricadas pelo Homem (Batchelor, 2004).

No entanto, estas excelentes características não podem ser atribuídas apenas a uma substância, mas sim ao resultado da sua interacção. Chandrasekaran e Batchelor (2004), referem que estudos realizados por Kirk e Stachowiak, em ovelhas, revelaram que a cartilagem por si mesma tem uma pobre capacidade de escorregamento e que se desgasta rapidamente quando o lubrificante falha. Por outro lado, os mesmos autores citando Stachowiak et al, referem que apesar de comprovada a eficiência do líquido sinovial na lubrificação da cartilagem, estudos antigos demonstraram que o mesmo é pobre na lubrificação de materiais artificiais.

São prova disso, os estudos efectuados em biomateriais poliméricos convencionais, lubrificados com soluções sinoviais, que demonstraram que as proteínas estão associadas a elevados coeficientes de atrito e que se degradam quando sujeitas a movimentos de escorregamento, causando o desgaste por corrosão dos polímeros (Chandrasekaran e Batchelor, 2004).

O desgaste é um tema crítico quando falamos de próteses, implantes e outros dispositivos médicos. Por exemplo, da presença no organismo de pequenas partículas resultantes do desgaste ou degradação da prótese da anca, resulta muitas vezes um processo biológico conhecido como osteólise (reabsorção do osso), o que pode fazer com que a prótese se solte (Zhu YH et al, citados por Narayan, 2009).

É essencial assim conhecer os mecanismos de desgaste presentes em sistemas biológicos, de forma a ser possível antecipar a sua ocorrência e prevenir as consequências.

O atrito, a lubrificação e o desgaste são 3 conceitos que se encontram presentes no movimento relativo de duas superfícies em contacto. É do estudo destes 3 conceitos que surge o termo “Tribologia” (termo utilizado pela primeira vez num relatório datado de 1966, do Departamento Britânico de Educação e Ciência). Dowson, citado por Narayan (2004), adaptou o termo Biotribologia para definir o estudo do atrito, lubrificação e desgaste em sistemas biológicos.

O atrito, é a força resistente que actua ao longo das superfícies de dois corpos em contacto. Esta força é definida fisicamente pela expressão $F_a = \mu \times N$, sendo F_a a força de atrito, μ a quantidade adimensional coeficiente de atrito e N a força normal à superfície.

Os materiais identificados como lubrificantes, são utilizados para separar as superfícies em contacto, minimizando o atrito e, conseqüentemente, o desgaste dos materiais.

Bayer, citado por Narayan (2004), classificou o mecanismo de desgaste em oito categorias distintas: desgaste por adesão, fadiga (ciclo único ou ciclos repetidos), corrosão / oxidação, térmico, tribofilme, abrasão e atómico.

Nos dispositivos biomédicos, nomeadamente nas próteses articulares, os danos ocorrem geralmente devido ao desgaste por adesão, abrasão, corrosão e fadiga.

2.4.5.1 Desgaste por adesão

É originado pela aderência entre duas superfícies que são colocadas em contacto. Em cada uma destas superfícies, existem rugosidades que formam pequenas zonas de contacto entre si, denominadas por junções. O tamanho destas varia entre 1 e 100 μm , sendo tipicamente circunscritas a um diâmetro de 10 μm .

O número de junções varia com a rugosidade das superfícies e com a carga aplicada. Sob carga, há possibilidade de ocorrência de ligações entre estas rugosidades, pelo que durante o deslizamento, pode ocorrer deformação plástica e fractura de material, conforme ilustrado na Figura 32, o que posteriormente leva à degradação das superfícies.

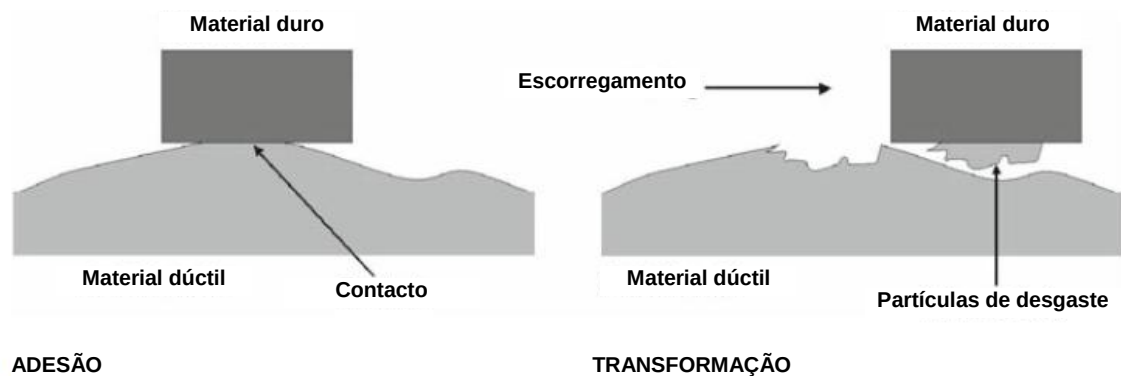


Figura 32 – Mecanismo de desgaste por adesão (adaptado de Narayan, 2009)

A formação de partículas de desgaste é dependente das propriedades mecânicas dos materiais que constituem as superfícies em contacto, assim como da geometria das rugosidades. Por exemplo, os materiais dúcteis produzem mais partículas de desgaste do que os materiais duros.

No caso particular das próteses ortopédicas constituídas por um par metal / polímero (MOP), as partículas de desgaste resultantes são usualmente geradas pelo componente polimérico.

A adesão entre duas superfícies depende também das propriedades químicas destas. Materiais com propriedades químicas semelhantes, geralmente apresentam forças e adesão altas, porque têm a possibilidade de formar ligações químicas mais rapidamente. É o caso das próteses articulares constituídas por pares metal / metal (MOM).

2.4.5.2 Desgaste por fadiga

O desgaste por fadiga ocorre quando um material é sujeito a cargas cíclicas. Pode ser observado em processos de escorregamento, rolamento ou impacto. Nos processos cíclicos de escorregamento, o desgaste por fadiga pode ocorrer mesmo que o coeficiente de atrito seja baixo e se verifique a presença de lubrificante.

As forças de corte durante o escorregamento, causam concentrações de tensões superficiais, que levam à formação de micro-fissuras. Estas fissuras crescem e propagam-se, condições que, associadas ao escorregamento de uma superfície sobre a outra, leva à formação de partículas de desgaste (Figura 33).

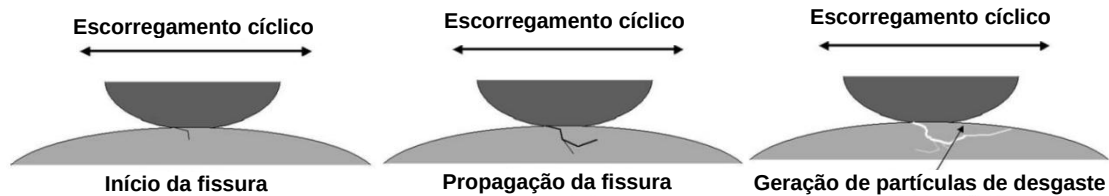


Figura 33 – Mecanismo de desgaste por fadiga (adaptado de Narayan, 2009)

2.4.5.3 Desgaste por abrasão e desgaste por terceiro corpo

O desgaste por abrasão é causado pelo arranque de partículas e rugosidades. É um processo de desgaste que ocorre quando uma superfície é colocada em contacto com partículas ou outras superfícies de durezas equivalentes ou superiores, ou seja, deriva da aplicação directa de uma força.

Pode dar-se também a ocorrência de desgaste, através da transferência de quantidade de movimento de um corpo para outro, mesmo que de um corpo mais mole para um corpo mais duro, sendo neste caso o termo utilizado, erosão.

Por outro lado, a abrasão pode ser subdividida em duas categorias: abrasão a dois corpos e abrasão a três corpos. A primeira, descreve o processo que ocorre quando os danos numa superfície são causados por partículas ou rugosidades existentes na outra superfície, conforme ilustrado na Figura 34 a). A segunda, envolve danos causados por partículas duras que não estão apenas a nenhuma das superfícies, mas antes movem-se entre as duas superfícies de contacto, conforme ilustrado na Figura 34 b).

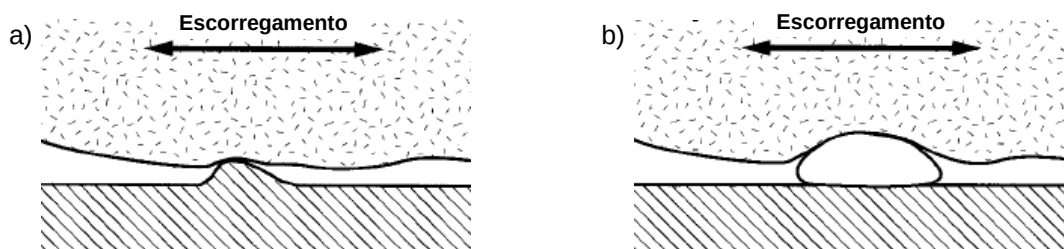


Figura 34 – Mecanismo de desgaste por abrasão (a) e por terceiro corpo (b) (adaptado de Wright, 2001)

2.4.5.4 Desgaste químico ou por corrosão

O desgaste químico ou por corrosão, ocorre quando reacções químicas ou electroquímicas promovem ou aceleram o processo de desgaste. Exemplo disso, é a oxidação que se observa em variados metais.

Este tipo de desgaste, conforme esquematizado na Figura 35, envolve a remoção contínua de camadas de óxido da superfície de contacto, o que é potenciado pelos movimentos de escorregamento entre as superfícies. A camada de óxido removida, dá origem a partículas de desgaste e, por outro lado, deixa a superfície novamente disponível para a formação de uma nova camada de óxido, pela exposição ao ar ou a fluídos biológicos.

O desgaste químico é observado principalmente em processos de desgaste seco, podendo no entanto se também observado em processos lubrificados.

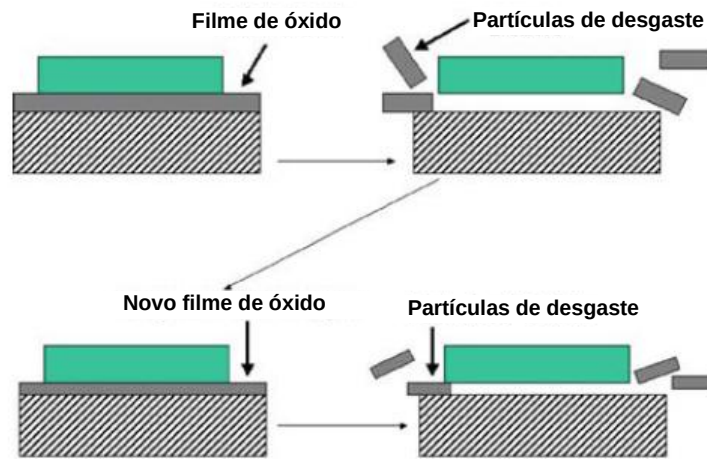


Figura 35 – Mecanismo de desgaste químico ou por corrosão (adaptado de Narayan, 2009)

3 Estudo experimental do comportamento tribológico de materiais para próteses da anca

O desenvolvimento de novos materiais para a artroplastia total da anca, tem levado a um crescente aumento da procura de meios de teste e validação, quer no que concerne à biocompatibilidade e à resistência mecânica às cargas estáticas, quer no que respeita ao comportamento tribológico das superfícies de contacto (Reinisch et al, citados por Zippel e Dietrich, 2003).

A limitada capacidade de teste disponível e o elevado desvio padrão dos resultados de desgaste obtidos, têm limitado a avaliação tribológica dos biomateriais aplicados na ortopedia (Saikko, 2009). Assim, alguns investigadores têm-se dedicado ao desenvolvimento e teste de novos simuladores da articulação da anca, validando os seus resultados através do ensaio de próteses, cujo comportamento já é amplamente conhecido de registos clínicos de dados obtidos in vivo e publicados em artigos da especialidade, conforme referido por Saikko (2005).

Com o estudo experimental que intitula o presente capítulo, pretende-se por um lado analisar o comportamento tribológico de materiais actualmente utilizados na artroplastia total da anca e, por outro lado, avaliar as capacidades e limitações do simulador da articulação da anca utilizado.

3.1 Equipamento de teste

Conforme referido por Reinisch et al (2006), para o estudo do comportamento tribológico de materiais para a prótese da anca, há já várias décadas que são utilizados simuladores de desgaste desta articulação. Os simuladores actuais, são divididos sobretudo em dois grandes grupos: multiaxiais e orbitais (OBM).

Outros equipamentos de teste, como os tribómetros pino-em-disco e anel-em-disco, são hoje em dia utilizados apenas para determinar parâmetros de desgaste de novos materiais, não servindo o objectivo específico de simular o desgaste de uma articulação como a da anca.

Nos simuladores OBM, um dos componentes articulares está fixo (normalmente a cabeça femural), sendo que o segundo componente é montado excêntricamente ao primeiro, num suporte rotativo, actuado por um motor. Adicionalmente, uma cavilha anti-rotação proporciona uma oscilação sobre o seu próprio eixo (Figura 36). Geralmente estes componentes são montados na posição anatómica invertida. (Reinisch et al, citados por Zippel e Dietrich, 2003)

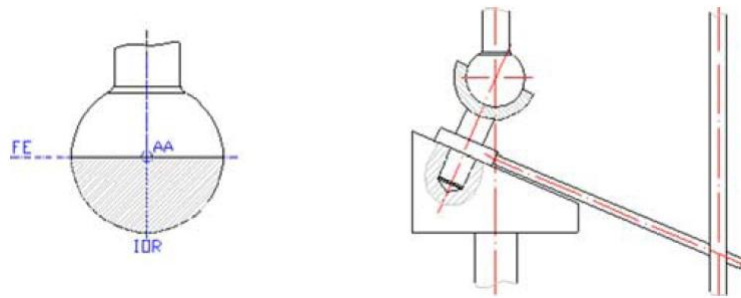


Figura 36 – Princípio de funcionamento de um simulador orbital; FE flexão/extensão, AA adução/abdução e IOR rotação interior/exterior (Reinisch et al, 2006)

Os simuladores bi-axiais ou tri-axiais, prevêm a montagem do par articular na posição anatômica e a sua movimentação pretende simular a deambulação humana. (Reinisch et al, citados por Zippel e Dietrich, 2003)

A grande divergência existente entre os simuladores de desgaste da anca, conduziu obrigatoriamente ao desenvolvimento de normas, que estabeleceram os procedimentos de teste de próteses ortopédicas.

São exemplo disso a norma britânica BS7251: Part 7, a norma internacional ISO TR9325 e, mais recentemente, a norma internacional ISO 14242 que, de acordo com Reinisch (2003), estabelece o procedimento de teste de desgaste de próteses totais da anca, tendo como base dados da cinemática e cinética desta articulação, obtidos através da análise da deambulação humana.

A norma ISO 14242 está dividida em 3 partes. A primeira, ISO 14242-1, estabelece os parâmetros de carga e deslocamento para as máquinas de teste de desgaste, assim como as condições ambientais em que este se deve realizar. A segunda, ISO 14242-2, descreve os métodos de medição do desgaste. A última e mais recente, ISO 14242-3 (editada pela primeira vez em 2009), é uma adaptação da primeira para aplicação em simuladores de desgaste OBM.

Na Figura 37, estão representados comparativamente os deslocamentos relativos entre a cabeça do fêmur e o acetábulo, considerando por esta ordem o movimento previsto na norma ISO 14242-1, na norma ISO 14242-3 e nos valores obtidos através da análise da deambulação de 60 pacientes saudáveis.

Pode-se observar que os deslocamentos obtidos através do simulador OBM, diferem consideravelmente dos verificados em simuladores tri-axiais ou na análise da deambulação de 60 pacientes saudáveis. Além disso, a cinemática deste tipo de simulador dá origem a um trajecto 53% superior ao verificado nos simuladores de acordo com a norma ISO 14242-1 e a um aumento em 34% do trabalho realizado, resultando num aumento consumo de energia e, portanto, do aquecimento entre os componentes em contacto.

Apesar disso, têm-se obtido com estes simuladores resultados comparáveis aos apurados in vivo para pares articulares do tipo MOP. No entanto, é necessário monitorizar os resultados para os pares articulares do tipo MOM, COC e de novas combinações de materiais em desenvolvimento, para aferir a sua aplicabilidade. (Reinisch et al, 2006)

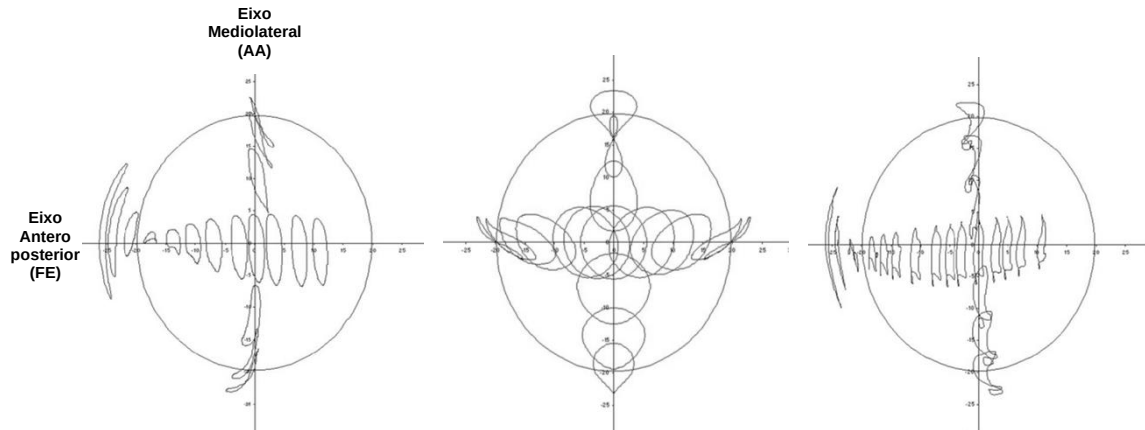


Figura 37 – Deslocamentos relativos entre a cabeça do fémur e o acetábulo, representados na área projectada da cabeça do fémur, vista do eixo longitudinal. Da esquerda para a direita: movimento segundo a norma ISO 14242-1, movimento segundo a norma ISO 14242-3 e movimento resultante da deambulação humana (adaptado de Reinisch et al, 2006)

3.1.1 Simulador da articulação da anca utilizado

O simulador da articulação da anca utilizado neste estudo experimental, apresentado na Figura 38, é do tipo tri-axial e de posição anatômica invertida, fabricado pela empresa italiana LAMANNA FRATELLI, SRL. Este equipamento está instalado no Laboratório de Ensaios Tecnológicos (LET), do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP.



Figura 38 – Simulador da articulação da anca LAMANNA FRATELLI

É um simulador com quatro estações de ensaio independentes, que permite assim a realização de testes de desgaste de 4 próteses em simultâneo, conforme representado na Figura 39 a).

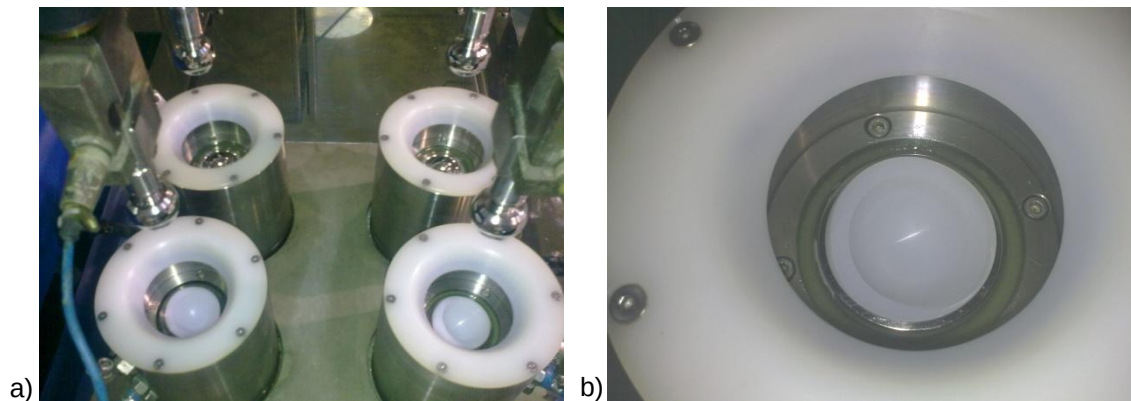


Figura 39 – a) Ilustração das 4 estações de ensaio independentes; b) Posicionamento dos componentes acetabulares

A simulação da deambulação humana é feita pela mesa da máquina, onde são fixos os componentes acetabulares (Figura 39 b), sendo que a translação segundo os eixos anteroposterior (X) e mediolateral (Y), assim como a rotação em torno do eixo longitudinal (Z), são garantidas por 3 motores independentes.

As amplitudes máximas de translação e rotação e a frequência máxima de cada eixo, estão indicadas na Tabela 14.

Tabela 14 – Cinemática do simulador da articulação da anca

Eixo	Translação máxima	Frequência máxima
Anteroposterior	± 500 mm	2,0 Hz
Mediolateral	± 200 mm	2,0 Hz
Longitudinal	$\pm 90^\circ$	1,0 Hz

A amplitude dos movimentos segundo os 3 eixos é ajustada mecanicamente, permitindo 23 diferentes possibilidades de ajustamento, em cada um deles (Tabela 15).

Tabela 15 – Amplitude dos movimentos segundo os 3 eixos e respectiva projecção nos 3 planos principais do corpo humano

Posição	Eixo X (mm)	Plano Coronal	Eixo Y (mm)	Plano Sagital	Eixo Z / Plano Transverso
1	35	1,06°	14	0,42°	6° 17'
2	104,5	3,15°	41,8	1,26°	18° 49'
3	173,6	5,24°	69,5	2,10°	31° 15'
4	241,9	7,31°	96,8	2,92°	43° 32'
5	309	9,36°	123,6	3,73°	55° 37'
6	374,6	11,37°	149,8	4,52°	67° 25'
7	438,4	13,34°	175,3	5,29°	78° 54'
8	500	15,26°	200	6,04°	90° 00'
9	559,2	17,12°	223,7	6,76°	100° 39'
10	615,7	18,91°	246,3	7,45°	110° 49'
11	669,1	20,62°	267,7	8,10°	120° 26'
12	719,3	22,25°	287,7	8,71°	129° 29'
13	766	23,78°	306,4	9,28°	137° 53'
14	809	25,20°	323,6	9,81°	145° 37'
15	848	26,51°	339,2	10,28°	152° 39'
16	882,9	27,69°	353,2	10,71°	158° 55'
17	913,5	28,74°	365,4	11,09°	164° 26'
18	939,7	29,64°	375,9	11,41°	169° 09'
19	961,3	30,39°	384,5	11,68°	173° 01'
20	978,1	30,98°	391,3	11,88°	176° 04'
21	990,3	31,41°	396,1	12,03°	178° 15'
22	997,6	31,67°	399	12,12°	179° 33'
23	1000	31,76°	400	12,15°	180° 00'

Cada estação de ensaios possui ainda 4 actuadores pneumáticos verticais que aplicam uma força de compressão ao sistema e na extremidade dos quais são fixos os componentes femurais, conforme representado na Figura 40 a).

A pressão de entrada em cada actuador pode ser regulada independentemente, de acordo com a carga que se pretende aplicar em cada estação de ensaio. A força axial máxima admissível neste simulador, com o suporte do componente femural na vertical fazendo coincidir os eixos

de rotação dos dois componentes (Figura 40 b), é de 1300 N (no entanto, as células de carga aplicadas actualmente, admitem uma carga máxima de 1000 N).

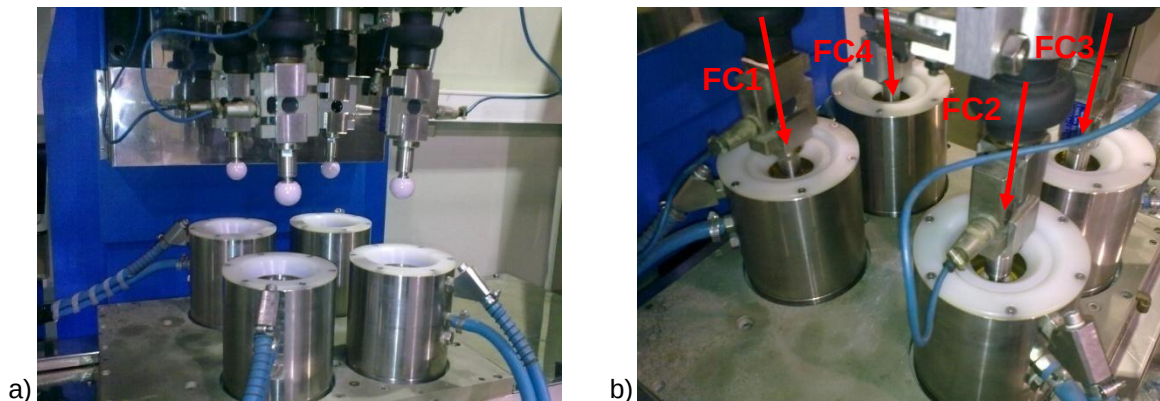


Figura 40 – a) Posicionamento dos componentes femurais; b) Representação das forças axiais

3.1.2 Configuração do simulador

Antes de iniciar os testes de desgaste, foi necessário proceder à preparação e configuração inicial do simulador. Tendo sido esta a primeira utilização para a realização de ensaios em próteses da anca, foi essencial conhecer as suas potencialidades e limitações, prevenir e minimizar o risco de ocorrência de falhas no decorrer dos ensaios e adaptá-lo às características das amostras a estudar.

3.1.2.1 Células de carga e sistema de aquisição de dados

As quatro estações de ensaio do simulador, estão equipadas cada qual com duas células de carga, uma que, ao mesmo tempo que serve de suporte às cabeças femurais, mede a força axial provocada pelo actuador pneumático e outra, que mede o binário resultante da força de atrito originada pela rotação segundo o eixo longitudinal (Z). Estas células estão ligadas através de um sistema de aquisição de dados inerente ao equipamento, a outro sistema de aquisição de dados, o Spider 8. Este está ligado a um computador, onde é feita a leitura e registo dos dados adquiridos através do software Catman 4.5R3.

Foi necessário proceder à substituição da célula de carga que mede a força axial na estação de ensaios 4 e das células de carga que medem o binário, das estações de ensaio 3 e 4, por se encontrarem avariadas. Por este motivo e pelo facto de ter sido instalada uma nova versão do software de aquisição de dados referido anteriormente, foi necessário proceder à calibração de todas as células de carga, seguindo o procedimento descrito no manual de operação do simulador, por Santos (2009).

3.1.2.2 Adaptação da estrutura de suporte dos componentes acetabulares

A concepção do simulador da articulação da anca, não anteviu o teste de componentes acetabulares com geometrias diferentes da dos componentes em PE fornecidos com o próprio

equipamento. Além disso, a forma de fixação dos mesmos aos respectivos suportes, não permitia uma célere desmontagem intermédia durante a realização dos diversos ciclos de teste, para efectuar as análises necessárias (pesagem, microscopia, etc.), o que inviabilizava em termos de tempo dispensado a essa tarefa, a realização dos ensaios.

Foi assim necessário conceber uma nova solução, para permitir a montagem e desmontagem de diferentes componentes acetabulares neste equipamento, sem alterar o princípio de funcionamento. Procedeu-se então ao desenho de novos suportes, tendo como objectivo possibilitar a sua montagem e desmontagem mais rápida e com melhor acessibilidade, assim como permitir a fixação de componentes acetabulares de diversos diâmetros e/ou de diferentes fabricantes. Na Figura 41, estão descritos os elementos do suporte de fixação dos componentes acetabulares às respectivas câmaras de ensaio.

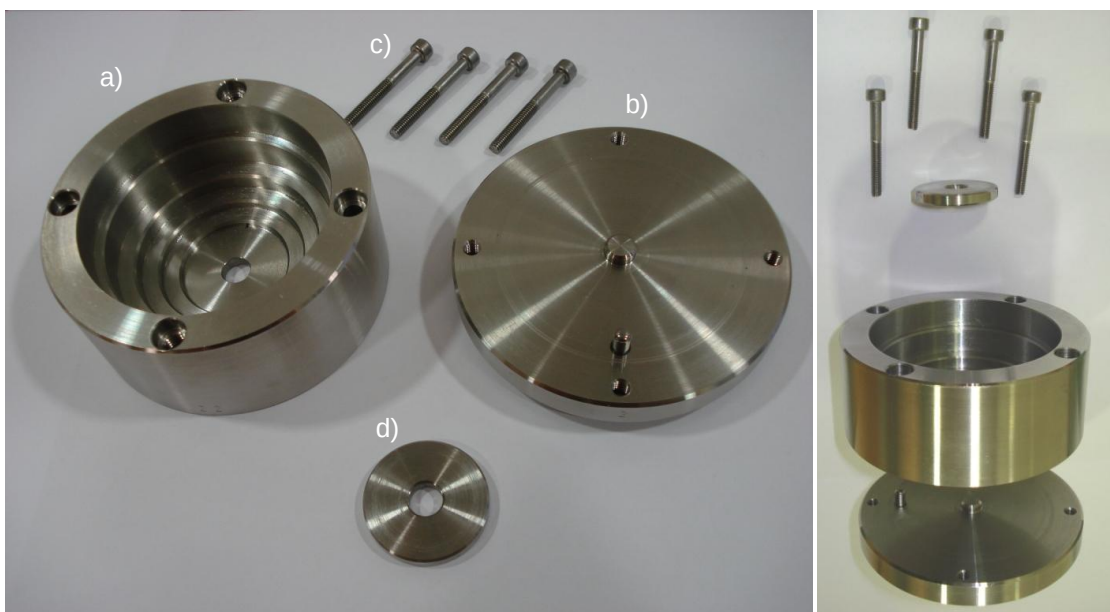


Figura 41 – a) Suporte do componente acetabular; b) Peça de fixação do suporte do componente acetabular; c) Parafusos; d) Anel de compensação para componentes acetabulares de menor dimensão

As peças a), b) e d) assinaladas na figura anterior, foram fabricadas a partir dos desenhos apresentados no Anexo A, pelas Oficinas de Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP, utilizando como matéria-prima aço inoxidável AISI 316. A fixação da peça a) à peça b), é efectuada com a aplicação de 4 parafusos M4x35, também em aço inoxidável.

3.1.2.3 Fixação dos componentes acetabulares aos suportes

A fixação dos componentes acetabulares aos suportes fabricados, foi efectuada com recurso a um adesivo estrutural. Na primeira tentativa de fixação, utilizou-se o adesivo Araldite AV118, no entanto, como este requer cura a alta temperatura (cerca de 130°), acabou por fluir para fora do suporte. Optou-se então pelo adesivo Araldite AV138 / HV998, que cura à

temperatura ambiente, tendo a fixação sido realizada com sucesso. As fichas com as especificações técnicas deste adesivo podem ser consultadas no Anexo B.

Para evitar um consumo excessivo de adesivo estrutural e, ao mesmo tempo, permitir a sua retenção durante o período de secagem, preencheu-se uma parte do volume disponível entre os componentes acetabulares e os respectivos suportes, com massa de moldar vulgar, conforme pode ser visualizado na Figura 42 a). Depois desta se encontrar devidamente seca, aplicou-se então o adesivo (Figura 42 b).

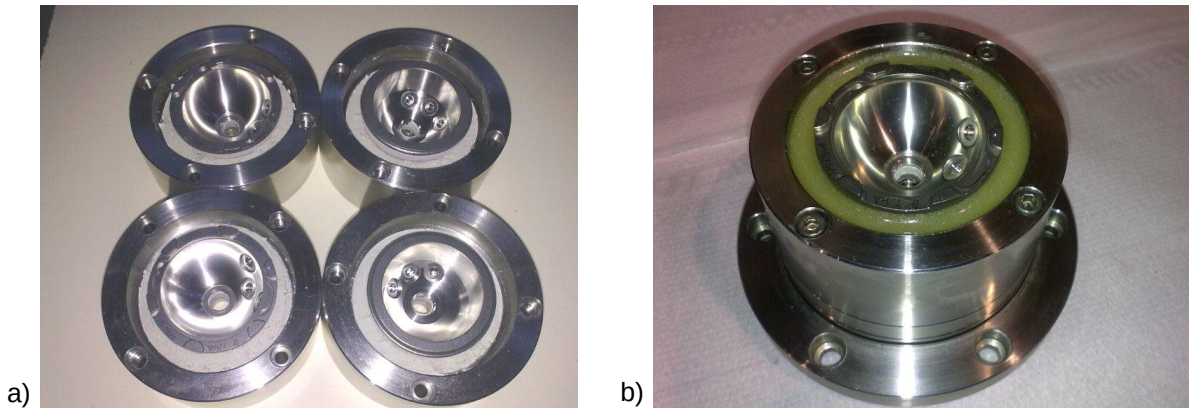


Figura 42 – Acomodação dos componentes acetabulares nos suportes com massa de moldar (a) e fixação dos componentes acetabulares, com aplicação do adesivo Araldite AV 138 / HV 998 (b)

3.2 Caracterização inicial das amostras

Contactaram-se algumas empresas fabricantes e fornecedoras de próteses articulares, com o intuito de tentar obter das mesmas algum apoio no fornecimento de amostras de próteses, utilizadas actualmente nas artroplastias totais da anca. A Biomet Portugal, Lda e a empresa italiana LIMA, LTO, disponibilizaram-se em colaborar com este projecto, fornecendo cada uma os componentes necessários para a realização de 4 ensaios.

Conforme já referido anteriormente neste trabalho, os materiais cerâmicos e as ligas de Cobalto para as cabeças femurais e cúpulas acetabulares e o UHMWPE também para as cúpulas acetabulares, são actualmente os materiais mais utilizados nas artroplastias totais da anca. São por isso actualmente, estes biomateriais sujeitos a constante investigação, para tentativa de melhoria das suas propriedades.

Assim, os pares articulares que se optou por ensaiar, de acordo com as empresas anteriormente indicadas, foram:

- 2 pares Cer/Cer (Biomet)
- 2 pares Cer/UHMWPE (Biomet)
- 2 pares CoCrMo/CoCrMo (Lima)
- 2 pares CoCrMo/UHMWPE (Lima)

3.2.1 Identificação das amostras

Constituíram-se dois grupos de teste, sendo o primeiro grupo composto pelos 2 pares Cer/Cer e 2 pares Cer/UHMWPE (Figura 43) e o segundo, pelos 2 pares CoCrMo/CoCrMo e 2 pares CoCrMo/UHMWPE (Figura 44).

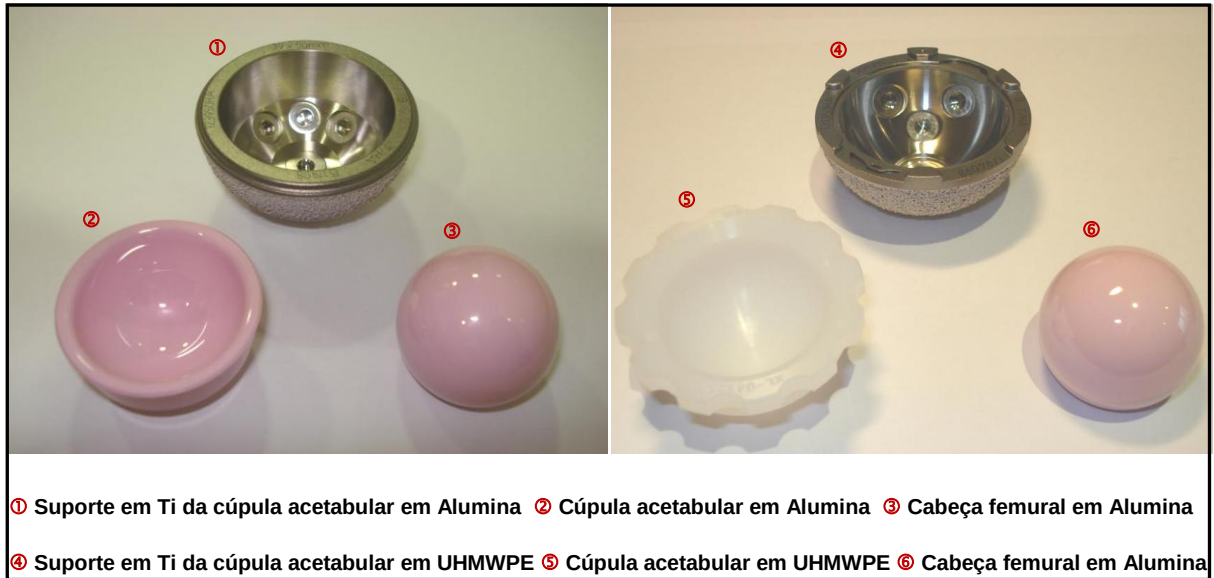


Figura 43 – Amostras do Grupo I

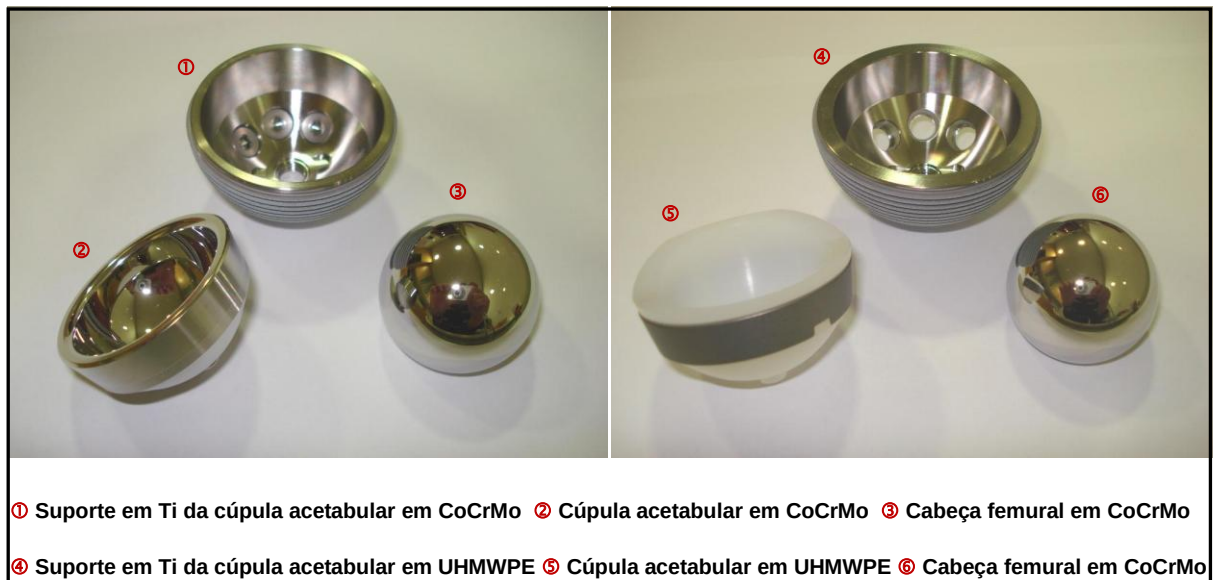


Figura 44 – Amostras do Grupo II

Na Tabela 16, são referenciadas todas as amostras e localizadas no respectivo grupo, sendo feita a sua identificação relativamente ao fornecedor, tipo de material e diâmetro. Estão incluídas aqui as amostras de UHMWPE de controle.

Tabela 16 – Identificação das amostras

Grupo	Amostra	Referência	Fornecedor	Material	Diâmetro (mm)
I	F1	09Δ683216	Biomet	Alumina	32
	F2	08Δ159370	Biomet	Alumina	32
	F3	08Δ159377	Biomet	Alumina	32
	F4	09Δ616909	Biomet	Alumina	32
	A1	1601528	Biomet	Cross-linked UHMWPE	32
	A2	09Δ502903	Biomet	Alumina	32
	A3	1601527	Biomet	Cross-linked UHMWPE	32
	A4	08Δ547864	Biomet	Alumina	32
	AC1	1672853	Biomet	Cross-linked UHMWPE	32
II	F11	21	Lima	CoCrMo	36
	F22	22	Lima	CoCrMo	36
	F33	23	Lima	CoCrMo	36
	F44	24	Lima	CoCrMo	36
	A11	I	Lima	Cross-linked UHMWPE	36
	A22	---	Lima	Cross-linked UHMWPE	36
	A33	26	Lima	CoCrMo	36
	A44	27	Lima	CoCrMo	36
	AC2	°	Lima	Cross-linked UHMWPE	36

3.2.2 Caracterização das superfícies

O registo das características superficiais das amostras, é essencial para a análise dos resultados obtidos no decorrer dos testes de desgaste. Para esse efeito, os métodos escolhidos foram a micrografia e a rugosimetria.

Considerando como pressuposto que os componentes iguais entre si apresentam características superficiais semelhantes, para não haver redundância de resultados escolheu-se aleatoriamente um componente de cada grupo e de cada tipo de material.

Numa primeira fase, recorreu-se ao microscópio óptico Zeiss Axiophot do Laboratório de Materialografia do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP, para analisar e obter imagens das superfícies dos diferentes tipos de amostra. Esta visualização apenas foi possível para os componentes femurais, uma vez que os componentes acetabulares, pela sua forma côncava, não permitem a aproximação da lente à zona que se pretende observar.

No entanto, as imagens obtidas foram inconclusivas, pelo facto das superfícies apresentarem um elevado grau de polimento, o que promove a reflexão da luz, impossibilitando assim uma observação completamente nítida, isenta de incertezas (Figura 45).

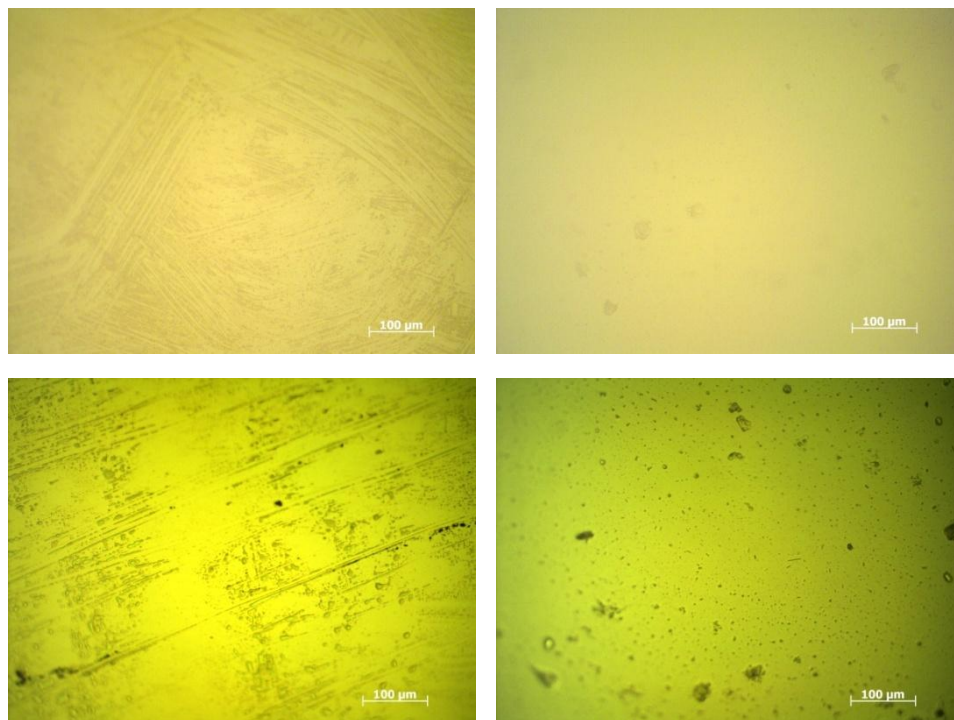


Figura 45 – Da esquerda para a direita, de cima para baixo: ampliação 20x do topo da cabeça femural de Alumina, da zona hemisférica da cabeça femural de Alumina, do topo da cabeça femural de CoCrMo e da zona hemisférica da cabeça femural de CoCrMo

Tendo em conta a insuficiência dos resultados apresentados anteriormente, optou-se por solicitar a colaboração do CEMUP, para a realização das análises microscópicas das superfícies. Aqui, as observações foram realizadas recorrendo a um microscópio electrónico de varrimento (modelo FEI Quanta 400FEG), o que permitiu a observação não só dos componentes femurais, mas também dos componentes acetabulares.

Considerando a amplitude angular dos movimentos, a qual limita o contacto entre o pólo da cabeça femural e a cúpula acetabular ao perímetro formado pelos pontos B, C, D e E indicados na Figura 46, as zonas que se observaram foram as identificadas nesta mesma figura com as letras A e C/E.

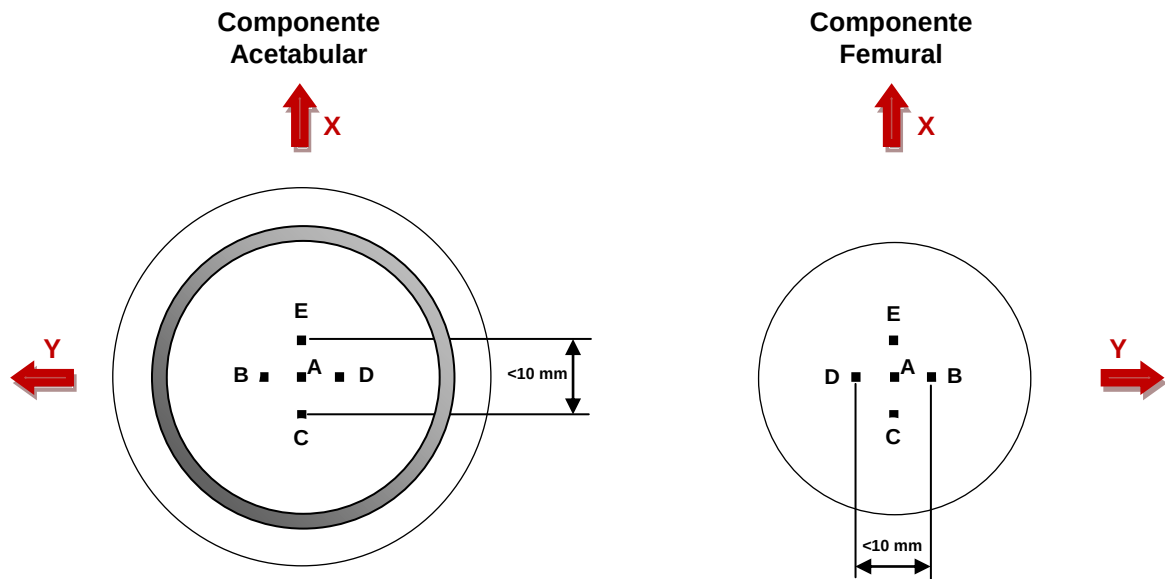


Figura 46 – Definição do perímetro de observação das amostras

Foram efectuados registos das imagens das superfícies com ampliações de 100x, 500x, 1000x, 5000x e 15000x, permitindo assim a escolha posterior dos mais representativos. As imagens das superfícies analisadas com diferentes ampliações, podem ser visualizadas no Anexo C. Na Figura 47, estão ilustradas as superfícies dos diferentes componentes articulares das próteses da anca em estudo.

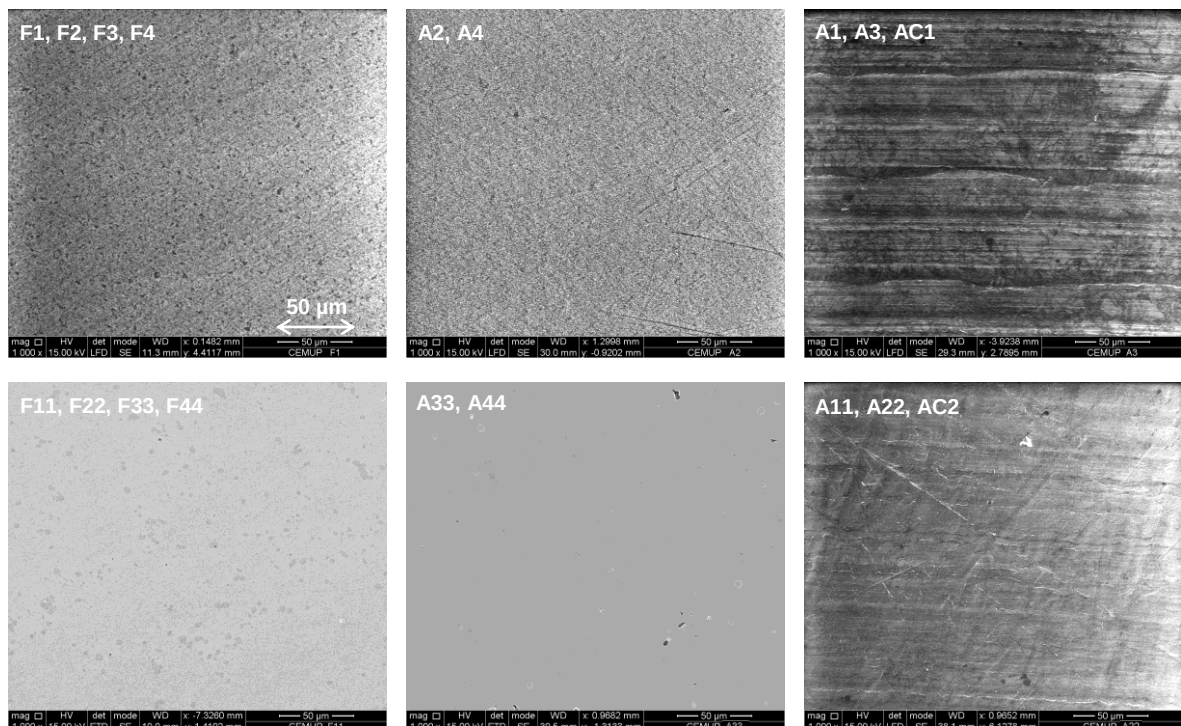


Figura 47 – Imagens das superfícies dos componentes das próteses da anca, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliação 1000x)

É de salientar, que as primeiras micrografias obtidas através do microscópio óptico do LABMET (Figura 45), apresentam imagens das superfícies contaminadas possivelmente pelo processo de limpeza após o polimento. O mesmo facto foi detectado nas primeiras imagens obtidas através do microscópio electrónico de varrimento, tendo sido ultrapassado após uma eficiente limpeza levada a cabo com algodão embebido em acetona.

Após a observação microscópica das amostras, procedeu-se também à análise topográfica das superfícies, no Laboratório de Tribologia (CETTRIB) do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP, com recurso ao rugosímetro Hommelwerk T8000, equipado com um apalpador do tipo TKL 300 (sensibilidade: $\pm 300 \mu\text{m}$, ponta em diamante cónico com ângulo de 90° e raio de $5 \mu\text{m}$).

Na Tabela 17, estão indicados os valores das rugosidades, obtidos para cada componente no estado de novo. Os valores referentes à rugosidade linear apresentados nesta tabela, foram medidos numa direcção oblíqua em relação a um plano de simetria dos componentes.

Tabela 17 – Rugosidade das superfícies dos componentes articulares

Amostra	$R_a (\mu\text{m})$	$R_t (\mu\text{m})$	$R_z (\mu\text{m})$	$S_a (\mu\text{m})$	$S_t (\mu\text{m})$	$S_z (\mu\text{m})$
F1, F2, F3, F4	0,0459	0,376	0,299	0,196	1,26	1,26
A2, A4	0,044	0,524	0,31	0,187	1,41	1,41
A1, A3	2,68	11,2	9,82	2,74	13,5	13,5
F11, F22, F33, F44	0,0411	0,555	0,278	0,172	2,92	2,92
A33, A44	0,0434	0,395	0,292	0,168	2,39	2,39
A11, A22	1,31	15,2	3,71	0,791	8,12	8,12

De acordo com a tabela anterior, as rugosidades médias e totais dos componentes em cerâmica e em Crómio, apresentam valores muito baixos, o que denota o seu excelente acabamento superficial. Tratando-se de materiais de elevada dureza, este tipo de superfície é crucial para um baixo coeficiente de atrito e consequente diminuição do desgaste. Os componentes em UHMWPE, por outro lado, apresentam valores de rugosidade muito superiores aos dos materiais referidos anteriormente o que, olhando à sua baixa dureza, não é relevante no contacto com superfícies mais duras.

A norma ASTM F2033 – 05, define os requisitos que as superfícies de contacto das próteses totais da anca devem apresentar, nomeadamente no que concerne à esfericidade, acabamento superficial e tolerâncias dimensionais das cabeças femurais metálicas ou cerâmicas e das cúpulas acetabulares metálicas, cerâmicas ou poliméricas.

Para rugosimetrias realizadas de acordo com a norma ISO 468 ou ANSI/ASME B46.1, o valor da rugosidade média R_a não deverá ultrapassar os $2 \mu\text{m}$ no caso das superfícies poliméricas e os $0,05 \mu\text{m}$ no caso das superfícies metálicas ou cerâmicas.

Conforme se pode verificar acima, com excepção dos componentes A1 e A3 que apresentam um valor de $R_a = 2,68 \mu\text{m}$ na zona onde se realizou a medição, o qual é ligeiramente superior

ao estipulado pela norma, todos os outros se encontram abaixo dos limites referidos. Para uma melhor percepção das diferentes topografias, os estados superficiais de cada tipo de componente estão claramente ilustrados nas Figuras 48, 49 e 50.

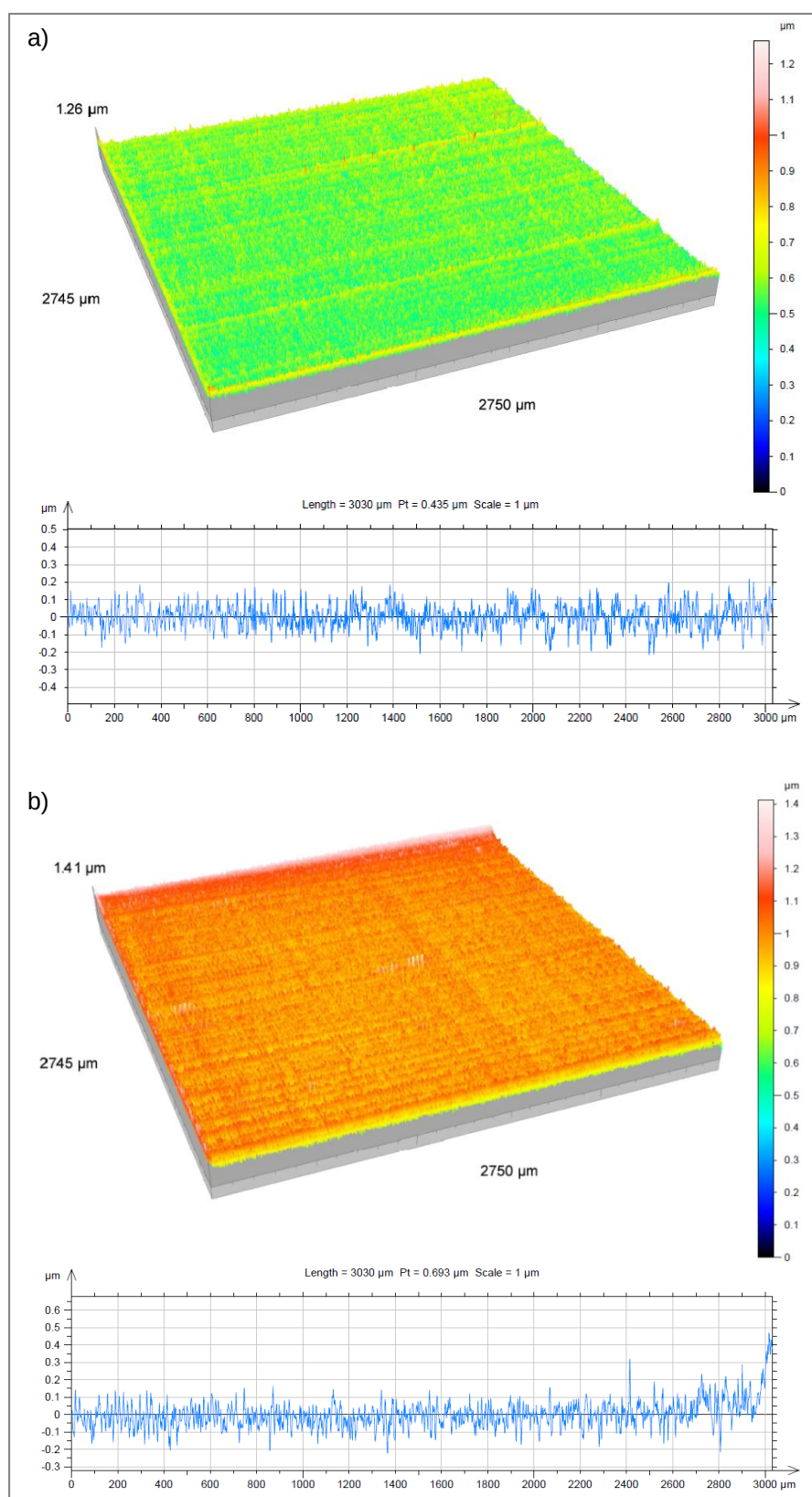


Figura 48 – Topografia da cabeça femural (a) e cúpula acetabular (b) em Alumina

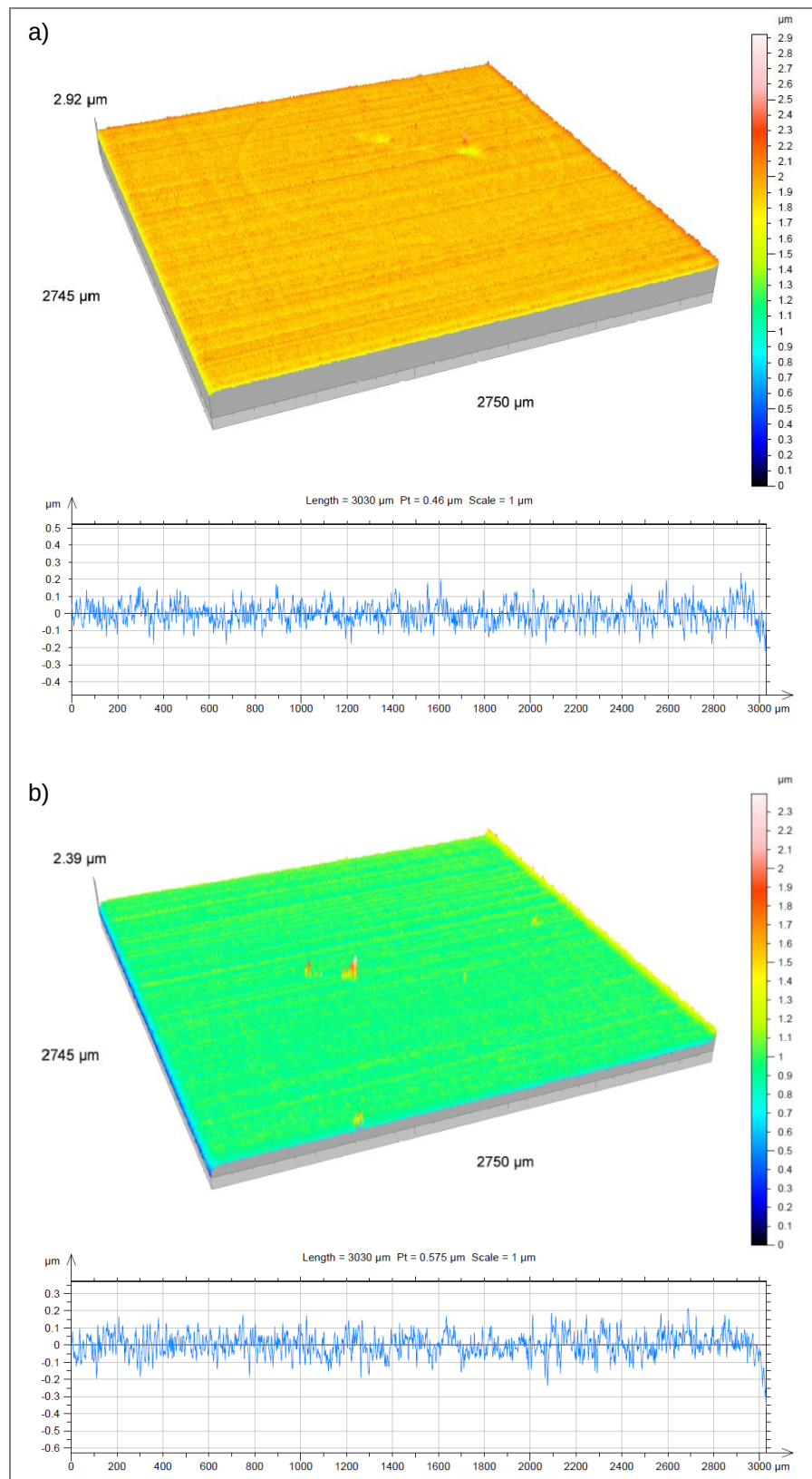


Figura 49 – Topografia da cabeça femoral (a) e cúpula acetabular (b) em CoCrMo

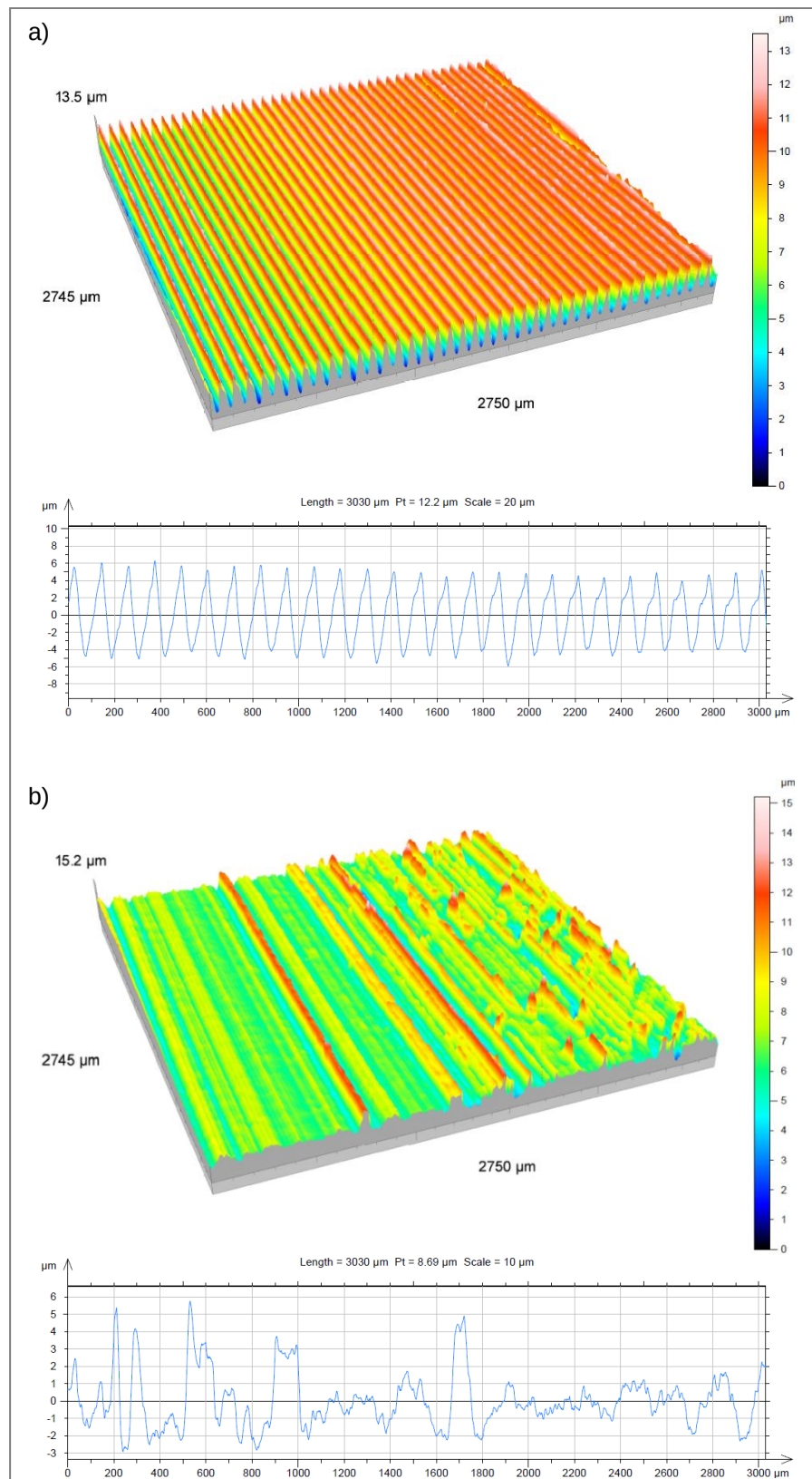


Figura 50 – Topografia das cúpulas acetabulares do Grupo I (a) e do Grupo II (b)

3.3 Descrição do procedimento experimental

Conforme já abordado no ponto 3.1, os testes de desgaste realizados a próteses totais da anca foram nas últimas décadas alvo de normalização, estando desde 2000/2002 procedimentados pela norma ISO 14242. Sendo o simulador utilizado nos presentes ensaios tri-axial, a norma a considerar é a ISO 14242-1.

Segundo a mesma, os movimentos angulares a realizar em cada ciclo, são os ilustrados na Figura 51.

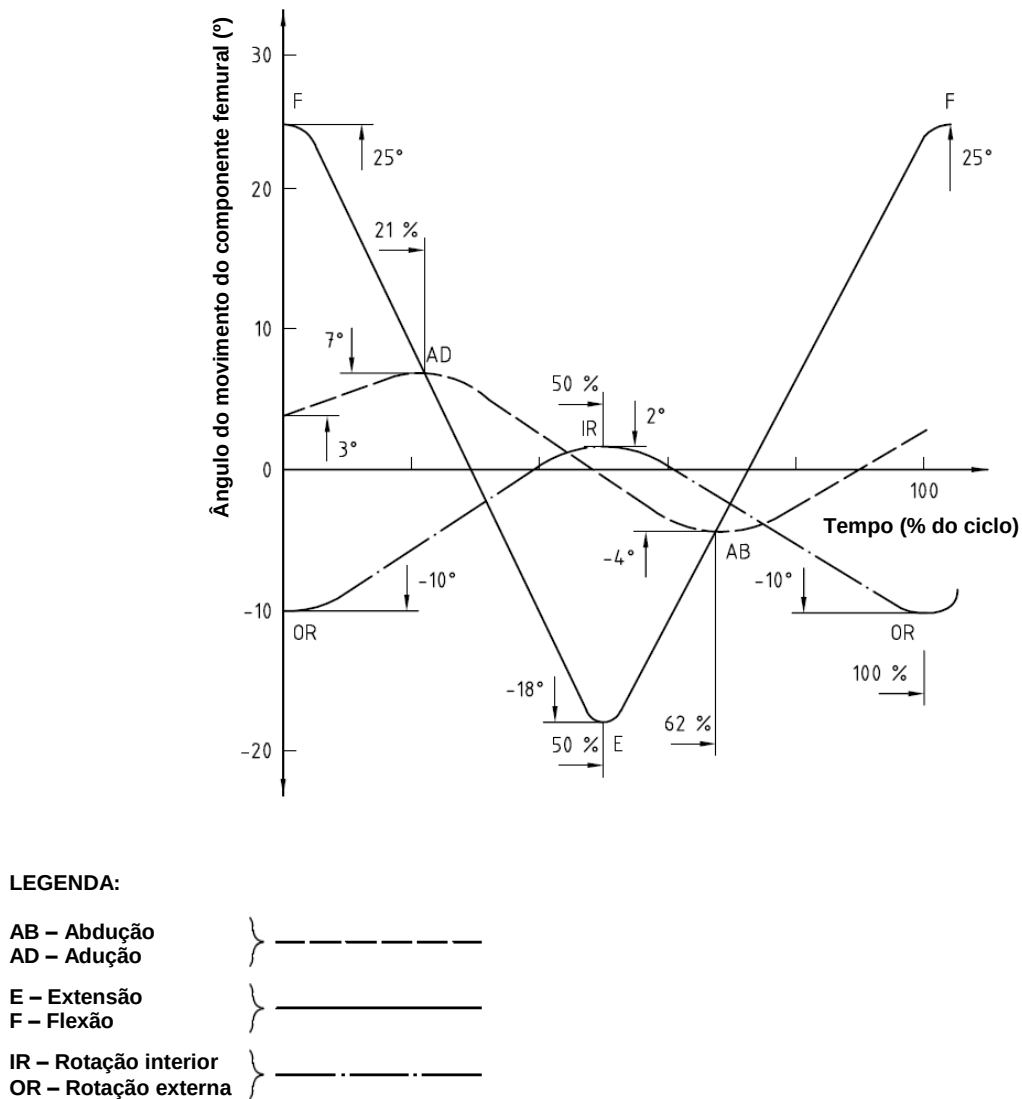


Figura 51 – Variação do movimento angular do componente femural em função do tempo de ciclo (adaptado da norma ISO 14242-1)

O padrão da força de compressão aplicada em função do tempo, está também definido, nos moldes indicados na Figura 52.

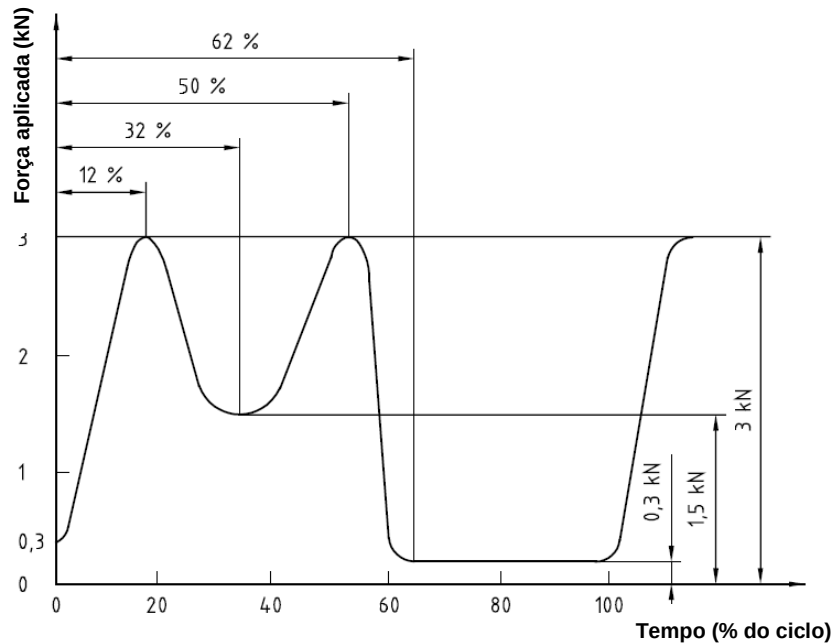


Figura 52 – Variação da força de compressão aplicada em função do tempo de ciclo (adaptado da norma ISO 14242-1)

O simulador da articulação da anca disponível no LET, tendo sido fabricado na década de 90, não cumpre os requisitos determinados por esta norma. Em primeiro lugar, as amplitudes angulares dos movimentos estão restritas às apresentadas atrás, na Tabela 15, as quais são ajustadas mecanicamente para uma das 23 posições fixas permitidas.

Por outro lado, a força de compressão máxima admitida pela máquina é de 1,3 kN (actualmente limitada a 1 kN devido ao tipo de células de carga instalado), quando a norma requer 3 kN.

Segundo Saikko e Ahlroos (2004), uma carga constante de 1 kN associada a dois movimentos bi-axiais, é suficiente para produzir uma simulação de desgaste válida para componentes acetabulares de UHMWPE. No entanto, os componentes acetabulares a testar não são todos neste material, pelo que este pressuposto não é aplicável.

Além disso, com este simulador não conseguimos ter uma carga constante ou média de 1 kN. A variação da força de compressão ao longo dos ciclos é aproximadamente sinusoidal, com valores entre 0 e 1 kN (Figura 53), o que resulta numa força média entre os 400 e os 500N, ou até menos, em alguns casos, conforme iremos verificar mais à frente.

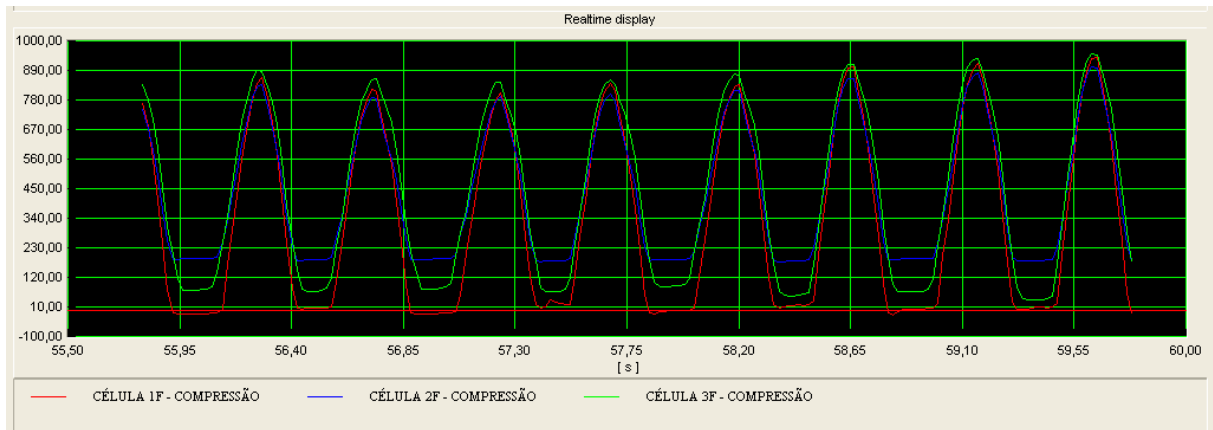


Figura 53 – Variação da força de compressão aplicada no simulador, em função do tempo de ciclo (imagem visualizada a partir do software Catman)

Os procedimentos de teste tiveram então que ser adaptados às condições existentes, mantendo sempre que possível os pressupostos da norma ISO 14242-1.

É importante mencionar que esta norma tem sido por diversas vezes contestada, nomeadamente pelos procedimentos de teste que convencionou. Saikko (2005), chega mesmo a referir que muitos dos requisitos desta norma não têm fundamentação científica na literatura publicada no âmbito da biotribologia e da biomecânica ortopédica, justificando assim o facto de conceber e construir novos tipos de simuladores da articulação da anca que se desviam desta norma em diversos pontos.

Nos contactos mantidos com o Prof. Vesa Saikko do Laboratório de Concepção de Máquinas do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Tecnologia de Helsínquia, foi clara a sua opinião, pela experiência que tem nesta área, que a realização de testes de desgaste no simulador do LET não só é possível como capaz de apresentar resultados válidos, apesar da divergência dos seus parâmetros de utilização quando comparados com a norma ISO 14242-1.

Por outro lado, o Prof. John Paul da Universidade de Strathclyde, membro do comité ISO TC 150 do qual germinou esta norma, deixou transparecer, obviamente, a opinião de que será possível realizar um trabalho académico que pretenda demonstrar o ensaio de desgaste, mas não testar efectivamente próteses da anca.

3.3.1 Parâmetros de teste

Conforme referido anteriormente, verificou-se à partida não ser possível realizar os testes de acordo com a norma ISO 14242-1, tendo em consideração as limitações intrínsecas ao equipamento de teste.

Na Tabela 18, são apresentados os parâmetros de teste estipulados, em comparação com os estabelecidos nesta norma.

Tabela 18 – Parâmetros de teste estipulados vs. Parâmetros de teste pressupostos pela ISO 14242-1

PARÂMETRO	ESTIPULADO	ISO 14242-1
Força de compressão máxima	1 kN	3 kN
Frequência	1,0 Hz	1,0 Hz
Inclinação da cúpula acetabular	0°	30° ± 3°
Inclinação cúpula acetabular / cabeça femural	0°	0°
Ângulo Flexão / Extensão	±15,88°	25° / -18° ± 3°
Ângulo Abdução / Adução	±5,54°	-4° / 7° ± 3°
Rotação Interior / Exterior	±9,82°	2° / -10° ± 3°
Fluído lubrificante	Soro bovino (25%) + Água destilada (75%)	Soro bovino (25% ± 2%) + Água destilada (75% ± 2%)
Temperatura do fluído lubrificante	37° C ± 2° C	37° C ± 2° C
N.º de Ciclos	5x10 ⁶	5x10 ⁶
Paragem para análise	1.ª paragem aos 5x10 ⁵ ciclos	1.ª paragem aos 5x10 ⁵ ciclos
	2.ª paragem aos 5x10 ⁵ ciclos	2.ª paragem aos 5x10 ⁵ ciclos
	Depois, todos os 1x10 ⁶ ciclos	Depois, todos os 1x10 ⁶ ciclos

O fluído lubrificante utilizado, foi soro de bovino jovem (novilho) pré-filtrado, fornecido pela empresa Holandesa Tico Europe, Ltd., diluído em água destilada na razão de 1 para 3.

3.3.2 Posicionamento das amostras

No decorrer dos testes experimentais, após cada paragem para medição e observação, é essencial manter as posições iniciais de cada amostra. Só é possível obter resultados semelhantes aos que ocorrem in vivo, se for mantida a coerência dos movimentos angulares de cada amostra, segundo os mesmos planos, durante os diversos períodos de teste.

Foi necessário proceder à identificação os sistemas de eixos de cada par articular, para o que foi possível aproveitar a marcação exclusiva existente em cada amostra.

O posicionamento relativo entre as cabeças femurais e as cúpulas acetabulares, de acordo com o sistema de eixos da máquina, é o ilustrado na Figura 54.

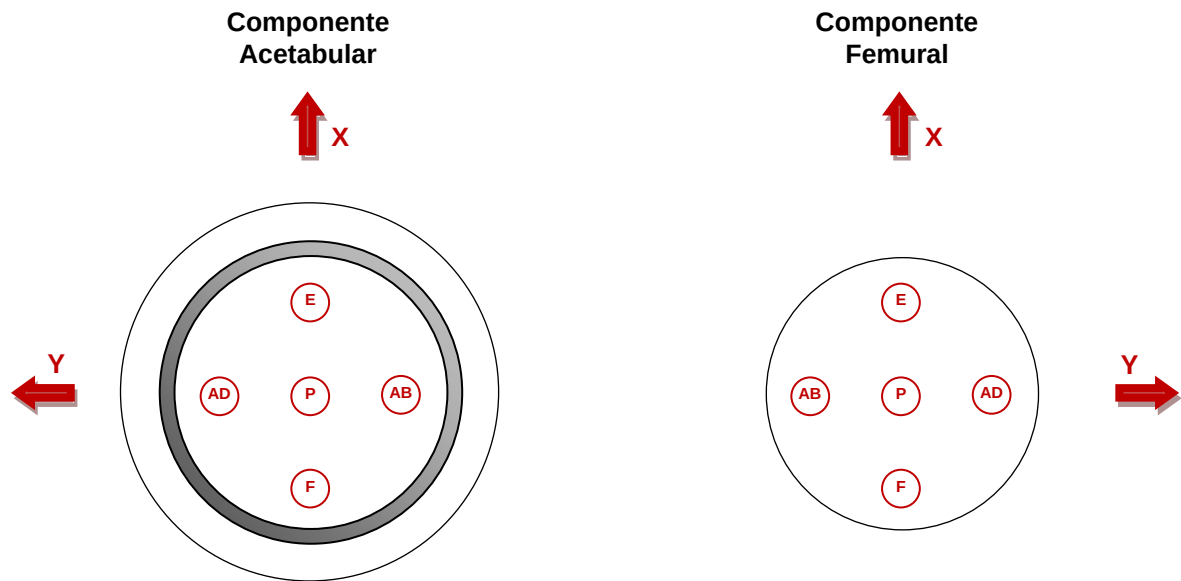


Figura 54 – Posicionamento relativo componente femural / componente acetabular segundo o sistema de eixos do simulador

3.3.2.1 Identificação do sistema de eixos nos pares de amostras do Grupo I

Para o primeiro grupo de testes, constituído pelos pares articulares Cer/Cer e Cer/UHMWPE, definiu-se a direcção do eixo anteroposterior, utilizando como referência as seguintes marcações das amostras:

- Cabeça femural em Alumina – o “Δ” identifica o sentido do movimento de extensão da perna, que ocorre para o lado positivo do eixo anteroposterior;
- Cúpula acetabular em Alumina – o “Δ” identifica o sentido do movimento de extensão da perna, que ocorre no sentido positivo do eixo anteroposterior;
- Cúpula acetabular em UHMWPE – o 4.º dígito da referência do componente, por exemplo, o “1” na ref. 1601528, identifica o sentido do movimento de extensão da perna, que ocorre no sentido positivo do eixo anteroposterior.

O eixo mediolateral fica também definido, identificando os movimentos de abdução (-) / adução (+) da perna.

Nas Figuras 55, 56, 57 e 58, estão identificados os sistemas de eixos dos pares articulares F1/A1, F2/A2, F3/A3 e F4/A4, respectivamente.

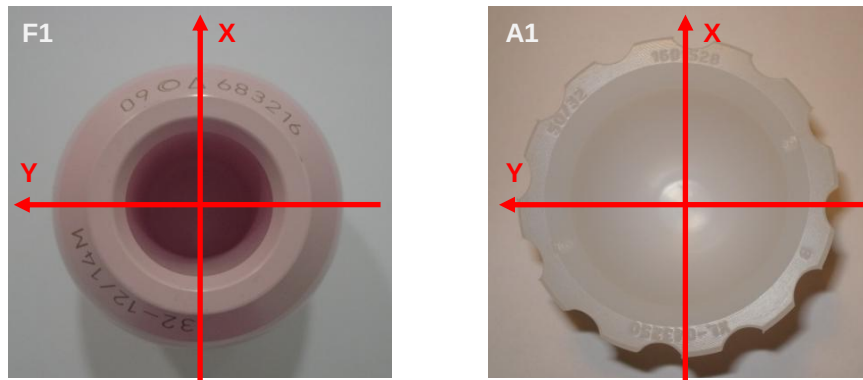


Figura 55 – Sistema de eixos do par articular F1/A1

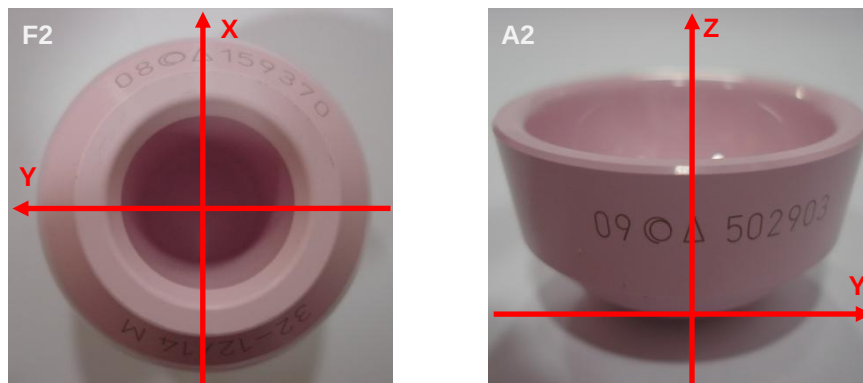


Figura 56 – Sistema de eixos do par articular F2/A2

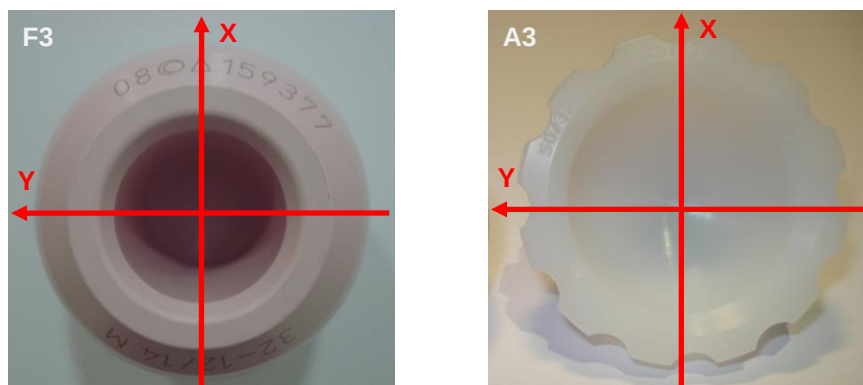


Figura 57 – Sistema de eixos do par articular F3/A3

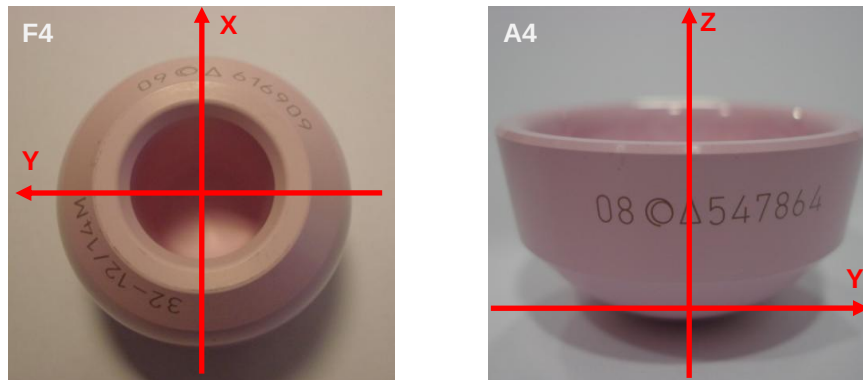


Figura 58 – Sistema de eixos do par articular F4/A4

3.3.2.2 Identificação do sistema de eixos nos pares de amostras do Grupo II

Para o segundo grupo de testes, constituído pelos pares articulares CoCrMo/CoCrMo e CoCrMo/UHMWPE, definiu-se a direcção do eixo anteroposterior, utilizando como referência as seguintes marcações das amostras:

- Cabeça femoral em CoCrMo – o “.” da numeração do componente, por exemplo do N.º21, identifica o sentido do movimento de flexão da perna, que ocorre no sentido negativo do eixo anteroposterior;
- Cúpula acetabular em CoCrMo – o “.” da numeração do componente, por exemplo do N.º26, identifica o sentido do movimento de extensão da perna, que ocorre no sentido negativo do eixo anteroposterior;
- Cúpula acetabular em UHMWPE – o bordo mais elevado do componente, identifica a direcção do movimento de adução / abdução da perna e, quando implantado fica posicionado lateralmente. Uma vez que neste simulador os movimentos angulares de adução e abdução são iguais, o bordo maior pode ficar posicionado quer no sentido positivo, quer no sentido negativo do eixo mediolateral. Optou-se pelo seu posicionamento no sentido positivo.

Nas Figuras 59, 60, 61 e 62, estão identificados os sistemas de eixos dos pares articulares F11/A11, F22/A22, F33/A33 e F44/A44, respectivamente.

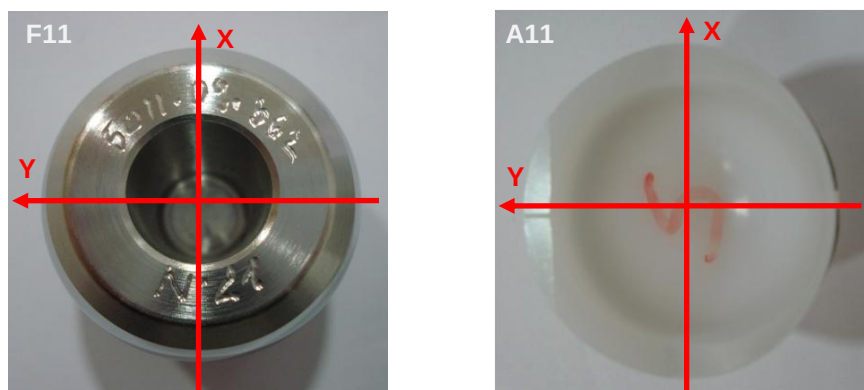


Figura 59 – Sistema de eixos do par articular F11/A11

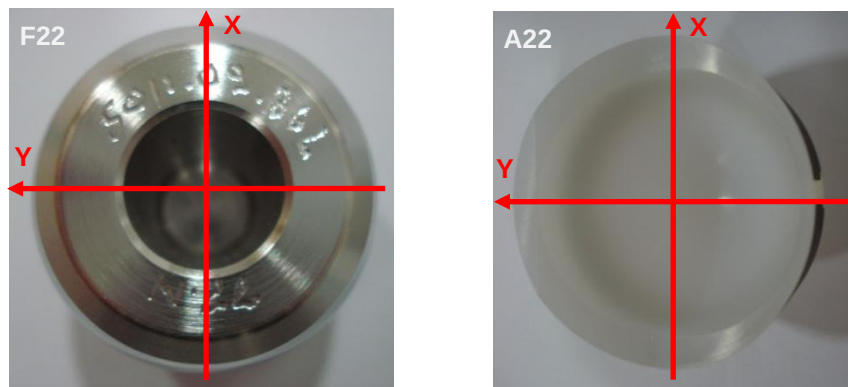


Figura 60 – Sistema de eixos do par articular F22/A22

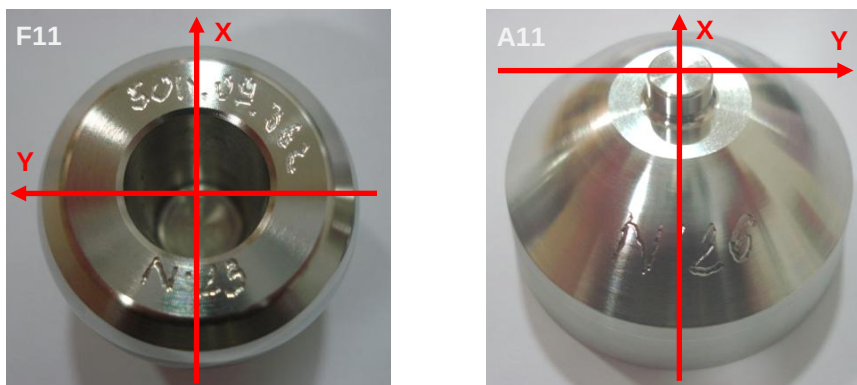


Figura 61 – Sistema de eixos do par articular F33/A33

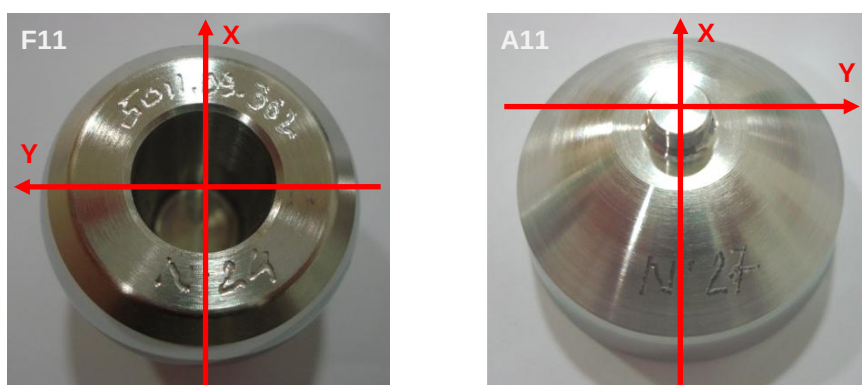


Figura 62 – Sistema de eixos do par articular F44/A44

3.3.3 Procedimentos de medição

A norma ISO 14242-2, é a parte da norma 14242 que especifica os métodos de avaliação do desgaste do componente acetabular da prótese total da anca, de componentes testados de acordo com a norma ISO 14242-1. Esta avaliação pode ser feita utilizando técnicas gravimétricas ou dimensionais.

A técnica mais comum é a gravimétrica, ou seja, a análise do peso das amostras no decorrer dos testes, o que permite avaliar o desgaste sofrido pela perda de massa. Foi o método escolhido para estes ensaios, sobretudo por empregar uma técnica de medição mais simples, a qual envolve apenas a utilização de uma balança de alta resolução, quando o método dimensional implica a utilização de um equipamento de medição tridimensional.

Por outro lado, como estão também em estudo amostras de elevada dureza e de baixo coeficiente de desgaste, tornar-se-ia difícil, senão impossível, detectar qualquer variação na sua dimensão.

3.3.4 Lavagem / secagem das amostras

Nos parágrafos que se seguem, é explicado o procedimento de limpeza estabelecido pela norma 14242-2 e adoptado no presente trabalho experimental. Para os componentes cerâmicos e metálicos, segundo o Prof. Vesa Saikko, poderia ser abolida a limpeza por ultrasons e a secagem no sistema de vácuo, bastando depois de uma lavagem com água morna e detergente e posterior enxaguamento em água destilada, deixar os componentes em repouso durante algumas horas, antes de proceder às pesagens. No entanto, tendo em consideração que pelas limitações anteriormente descritas, alguns dos requisitos da norma 14242-1 e 14242-2 não podem ser cumpridos, optou-se por seguir a norma sempre que possível.

A lavagem e secagem das amostras, são sempre realizadas previamente à medição gravimétrica, análise microscópica e rugosimetria, depois de terminado o período de teste estipulado.

Note-se que quando se realiza a pesagem inicial, previamente ao início dos testes no simulador, é necessário proceder a uma imbibição inicial das amostras que vão ser testadas e da amostra de controle, no fluido lubrificante que irá ser utilizado, por um período de $48\text{h} \pm 4\text{h}$. Normalmente, este tratamento inicial só é necessário para os componentes de UHMWPE.

3.3.4.1 Reagentes, materiais e equipamentos necessários

A pesagem das amostras, é o último ponto a ser realizado no processo de medição. Até lá, após os componentes serem retiradas do simulador, é necessário proceder a uma lavagem adequada e cuidada, que retire as proteínas provenientes do líquido lubrificante e qualquer outra partícula estranha que tenha aderido à superfície, seguida de uma secagem eficaz que liberte as amostras de qualquer vestígio de líquido.

Os materiais e equipamentos necessários nesta fase do procedimento experimental, segundo a norma 14242-2, são então os seguintes:

- Água desionizada;
- Propan-2-ol (isopropanol), para eliminar das amostras as proteínas advindas do lubrificante;

- Aparelho de limpeza por ultra-sons;
- Detergente apropriado para limpeza com ultra-sons (diluído com água desionizada).
- Jacto de gás inerte filtrado (p. ex. Azoto), para a secagem;
- Sistema de secagem a vácuo, com uma capacidade de produzir vácuo de pelo menos 13,33 Pa ($13,33 \times 10^{-5}$ bar);
- Balança, com uma resolução mínima de $\pm 0,1$ mg.

De acordo com recomendação do Prof. Vesa Saikko, para retirar eventual material do suporte que tenha aderido aos componentes acetabulares cerâmicos, poderá proceder-se a uma limpeza manual, aplicando com um tecido macio um líquido de polimento de aço inoxidável e materiais cerâmicos (p. ex.: “Sidel”). Este tipo de líquidos de limpeza, contém pequenas partículas abrasivas de argila, que não danificam este tipo de material.

3.3.4.2 Procedimento de limpeza

- i. Aplicar limpeza por ultra-sons em água desionizada durante 10 minutos. O tanque de limpeza por ultra-sons utilizado, foi o modelo Sonorex Super RK106 (Figura 63), da marca Bandelin, disponível na Unidade de Tribologia e Manutenção Industrial (CETRIB), do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP;



Figura 63 – Tanque de limpeza por ultra-sons

- ii. Enxaguar em água desionizada;
- iii. Aplicar limpeza por ultra-sons em água desionizada e detergente, durante 10 minutos;
- iv. Enxaguar em água desionizada;
- v. Aplicar limpeza por ultra-sons em água desionizada durante 10 minutos;
- vi. Enxaguar em água desionizada;
- vii. Aplicar limpeza por ultra-sons em água desionizada durante 3 minutos;
- viii. Enxaguar em água desionizada.

Nota: Durante a limpeza por ultra-sons, deve ser evitada a abrasão, ou seja, garantir que os componentes não contactam entre si, para não haver alterações no peso.

3.3.4.3 Procedimento de secagem

- i. Secar com um jacto de gás inerte (ou ar-comprimado) filtrado;
- ii. Embeber em propan-2-ol (isopropanol) durante 5 min. $\pm$ 15s;
- iii. Secar com um jacto de gás inerte (ou ar-comprimado) filtrado;
- iv. Secar no sistema de secagem a vácuo durante um período mínimo de 30 minutos. O sistema utilizado (Figura 64), também disponível no CETRIB, produz vácuo a um máximo de 3,6 mbar, o que não cumpre o recomendado pela norma 14242-2 (no mínimo $13,33 \times 10^{-5}$ bar).



Figura 64 – Sistema de secagem por vácuo

3.3.5 Pesagem das amostras

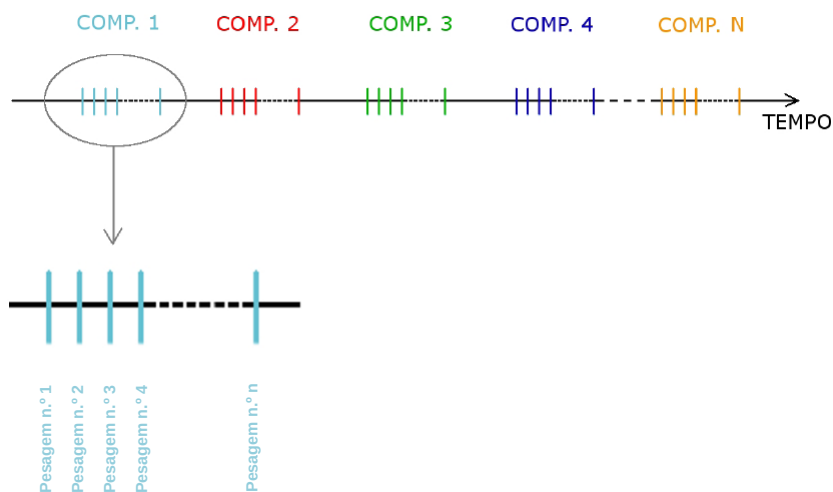
A pesagem inicial das amostras, assim como as intermédias, foram efectuadas no Laboratório de Materialografia, com recurso a uma balança Mettler H31AR (Figura 65), a qual apresenta uma sensibilidade de 0,1 mg, conforme pretendido.



Figura 65 – Balança de precisão

Existem duas modalidades de pesagem: a sequencial e a rotativa. Na modalidade sequencial, conforme ilustrado na Figura 66 a), cada componente é pesado várias vezes e só se avança para o componente seguinte, quando se atinge um valor admissível para aquele que estava a ser medido. Na pesagem em rotação (modalidade rotativa), os componentes são pesados uma vez cada um, alternadamente e sempre pela mesma ordem, até que se atinjam valores admissíveis para cada um deles, conforme representado na Figura 66 b). Esta última é preferível à primeira, uma vez que permite reduzir o risco de erro nas pesagens.

PESAGEM SEQUENCIAL



PESAGEM ROTATIVA

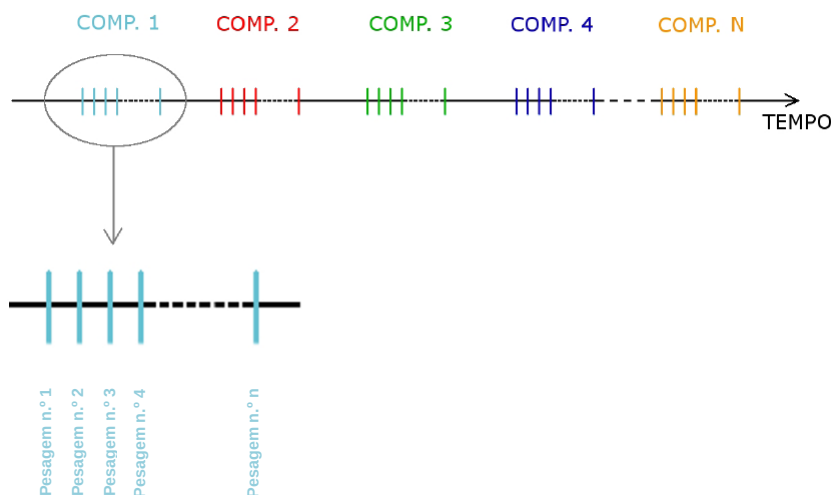


Figura 66 – Representação esquemática das modalidades de pesagem (adaptado da instrução de pesagem utilizada pela empresa LIMA, LTO)

A pesagem rotativa, é por isso a modalidade requerida pela norma 14242-2 e também a escolhida para ser utilizada neste trabalho.

Nas alíneas seguintes é explicado o método de pesagem.

- i. Pesar rotativamente 2 vezes todos os componentes (dentro do período de 90 minutos após serem retirados do vácuo). Se as duas leituras de cada amostra não forem idênticas entre si, com uma variação máxima de 100 µg, repetir o procedimento até que esta condição se verifique;
- ii. Entre pesagens, armazenar os componentes num recipiente à prova de pó;
- iii. Repetir os procedimentos de limpeza, secagem e pesagem, até que a variação da massa em 24 horas seja inferior a 10% da variação de massa cumulativa anterior;
- iv. Registrar o aumento médio da massa do componente de controle em UHMWPE.

4 Apresentação de resultados

Neste capítulo, estão apresentados os resultados obtidos nos testes experimentais. É feita referência às forças axiais aplicadas, ao binário resultante do movimento de rotação relativo dos componentes articulares em torno do eixo longitudinal, aos valores de desgaste obtidos pela alteração do peso de cada componente ao longo dos testes e às alterações superficiais, estas últimas verificadas através de microscopia electrónica de varrimento e rugosimetria.

É necessário referir que, devido a alguns atrasos na reparação de avarias do simulador da articulação da anca, nomeadamente a substituição de uma parte das células de carga e consequente calibração das células novas, só permitiu a colocação do mesmo em funcionamento efectivo no início de Maio de 2010, tendo dado início o primeiro período de testes no dia 5 desse mês. Consequentemente, o número possível de ciclos de teste até à data de conclusão deste trabalho foi de $2,5 \times 10^6$ ciclos, ou seja, metade do previsto inicialmente. Prolongou-se também o 2.º período de teste para 1×10^6 ciclos de forma a rentabilizar o tempo disponível para a realização dos ensaios.

A aquisição de dados foi parametrizada no software de aquisição de dados Catman, no módulo *Periodic Measurement*, nas seguintes condições:

- N.º de períodos: 150 para o período de teste P1 e 300 para os restantes;
- Frequência da aquisição: 50 Hz
- N.º de aquisições / período: 3000
- Intervalo entre aquisições: 3540 segundos
- Dados guardados no final de cada aquisição num ficheiro ASCII

Os dados foram posteriormente tratados em Excel, de forma a ser possível a sua representação gráfica para análise dos resultados.

Foi possível monitorizar as aquisições de dados remotamente, acedendo para isso via internet ao computador que está ligado ao simulador. Este acesso remoto, possibilitado pelo CICA através da ligação do referido computador à rede interna da FEUP, acrescentou uma nova dimensão a este trabalho, permitindo a monitorização contínua dos testes em curso.

4.1 Perfil das forças axiais de compressão

Conforme já referido anteriormente, a força de compressão média aplicada em cada estação de ensaios fica aquém da definida no ciclo de carga de Paul (Paul, 1996), a qual era de 1 kN. No entanto, a amplitude desta força foi monitorizada ao longo de todos os ensaios, o que permite conhecer os esforços a que os componentes articulares estão sujeitos e relacioná-los com os resultados obtidos.

Na Figura 67, são apresentadas as forças de compressão médias obtidas nos dois grupos de amostras, em cada período de teste.

Os dados apresentados são apenas os referentes às estações de ensaio 1, 2 e 3, uma vez que durante o primeiro período de teste do Grupo II, a célula de carga que mede a força axial na estação de ensaios 4 fracturou-se aos 248000 ciclos, tendo terminado neste momento o primeiro período de teste para o par articular F44/A44.

Nos períodos de teste seguintes, colocou-se a célula de carga antiga nesta estação de ensaio, para servir de suporte aos pares articulares F4/A4 e F44/A44, não sendo no entanto a partir daí fazer qualquer aquisição de dados nesse sector.

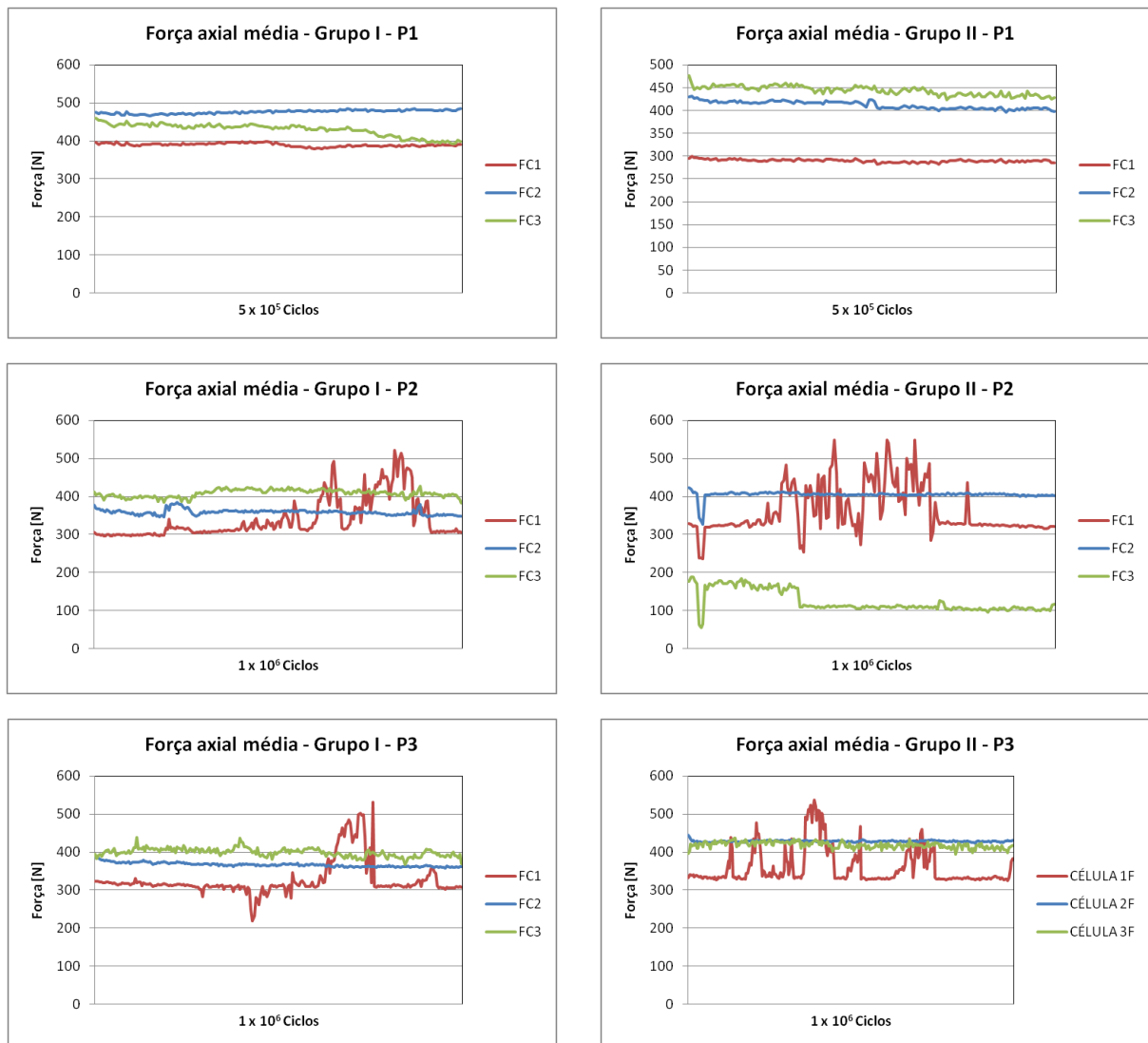


Figura 67 – Representação gráfica das forças de compressão médias obtidas em cada período de teste

Conforme se pode verificar, as forças de compressão médias encontram-se normalmente entre os 300 e os 500 N e, tirando algumas excepções que serão salientadas de seguida, mantêm-se aproximadamente constantes durante todo o período de teste.

Esta regularidade, é quebrada a partir do segundo período de teste, inclusive, no comportamento da carga axial FC1. A instabilidade dos valores que se verifica no gráfico, é provocada por um deficiente contacto eléctrico, já detectado na cablagem que liga a célula de carga ao sistema de aquisição de dados.

No entanto, se examinarmos em termos médios, obtemos valores na ordem dos verificados no primeiro período de teste, conforme se pode comprovar na Tabela 19.

Tabela 19 – Valores médios das forças axiais de compressão

Grupo / período	FC1 (N)	FC2 (N)	FC3 (N)
Grupo I / P1	390	476	429
Grupo I / P2	341	359	383
Grupo I / P3	351	362	392
Grupo II / P1	290	412	443
Grupo II / P2	360	405	124
Grupo II / P3	360	428	419

As diferenças nos valores médios das forças entre os diversos períodos de testes, poderão ser justificados por erros na aquisição de dados já referidos anteriormente, pelo ajuste inicial das pressões pneumáticas através das quais se regulam as cargas pretendidas e pelo perfil das próprias forças axiais.

Pode por exemplo verificar-se que, apesar do valor máximo da força de compressão FC3 se aproximar de 1 kN, o valor médio apresentado na Tabela 19 não passa dos 124 N. Isto pode justificar-se pelo perfil da força axial de compressão, ilustrado na Figura 68.

Por algum motivo que não é possível aferir, a força aplicada no par articular é em grande parte do ciclo nula ou muito baixa, o que sugere o afastamento prolongado das superfícies articulares em algum ponto da trajectória, aumentando abruptamente até perto de 1 kN e caindo também repentinamente.

Uma das causas que se pode sugerir para o comportamento desta carga ao longo de cada ciclo, é a existência de uma pré-carga neste par articular antes de se fazer a regulação da pressão pneumática inicial, provocada por exemplo pela descida do suporte dos actuadores pneumáticos na fase de preparação das estações de ensaio para o novo período de testes.

Foi evidente na realização deste período de teste, que a pressão pneumática exercida sobre os pares articulares F33/A33 e F44/A44 era muito baixa, comparativamente à requerida nos períodos anteriores e também nos seguintes.

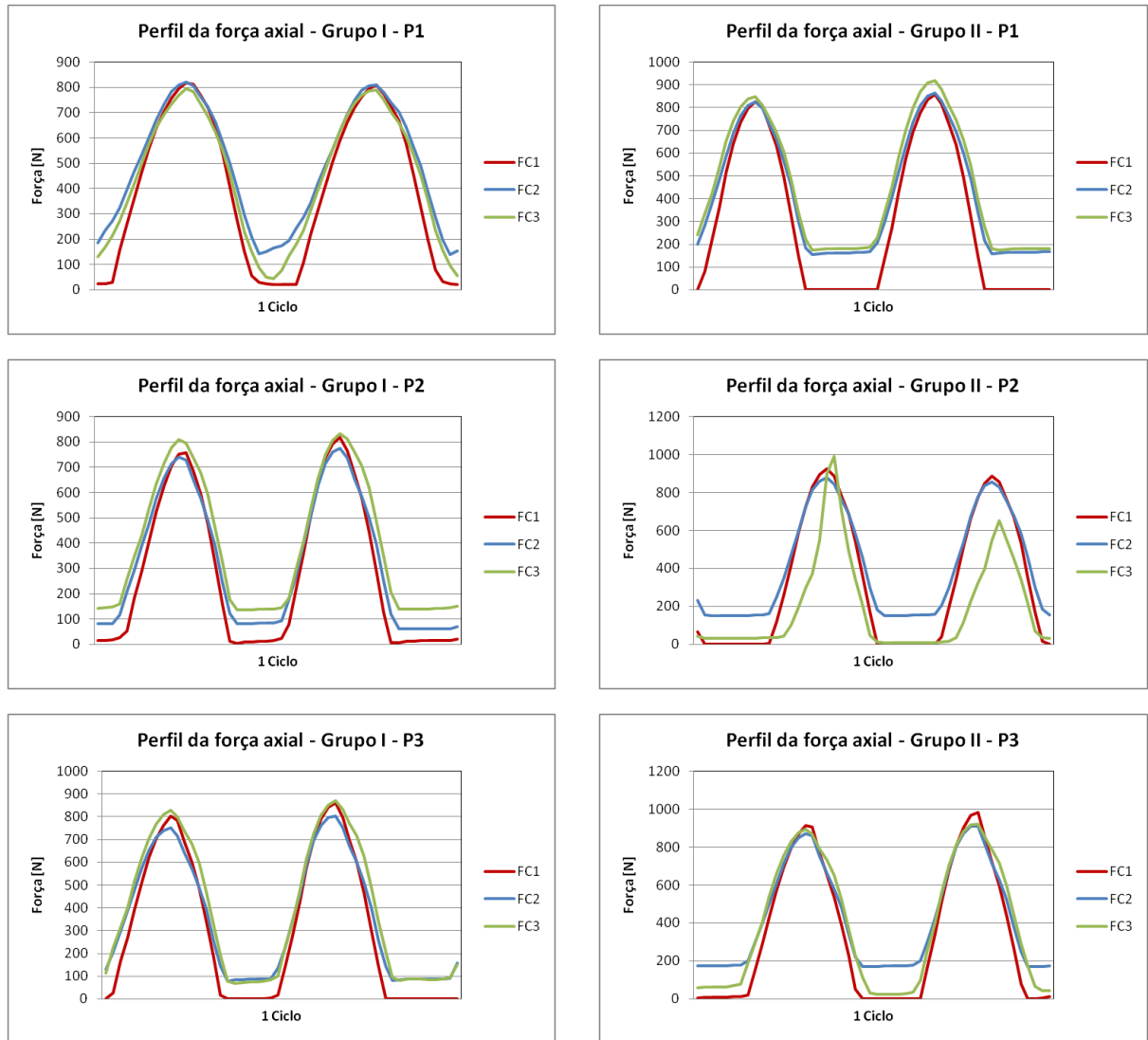


Figura 68 – Comportamento das forças axiais de compressão durante um ciclo de teste

A variação da amplitude das cargas, ilustrada na Figura 69, deve-se ao facto de não ser possível neste simulador sincronizar os 3 movimentos, de forma a que comecem e acabem cada ciclo sempre no mesmo ponto. A conjugação dos movimentos de translação segundo os eixos X e Y, provoca alternadamente um movimento elíptico no sentido dos ponteiros do relógio e outro no sentido inverso.

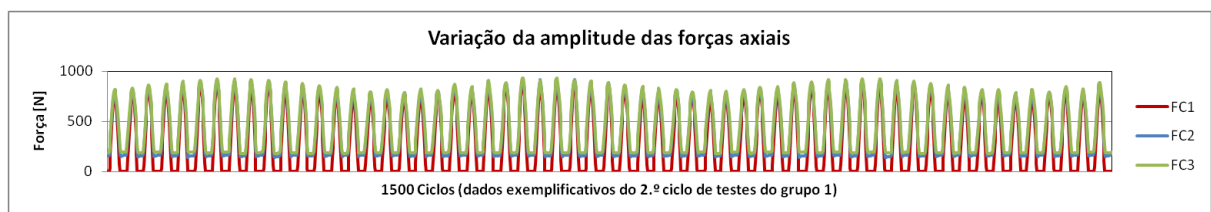


Figura 69 – Amplitude das forças axiais

4.2 Binário resultante do movimento de rotação relativo dos pares articulares

Este parâmetro é normalmente desprezado nas publicações, provavelmente pelo facto de os valores em causa não terem representatividade no comportamento tribológico das superfícies. É no entanto um dado interessante, quando pretendemos comparar o comportamento de diferentes tipos de materiais.

Na Tabela 20, podem ser encontrados os binários médios associados a cada par articular, nos diferentes períodos de teste. Pelo motivo já explicado anteriormente, são apresentados apenas resultados relativamente aos pares articulares testados nas estações de ensaio 1, 2 e 3.

No primeiro período de testes, devido a uma falha no sistema de aquisição de dados, não foram registados os valores relativos à estação de ensaios n.º 3.

Tabela 20 – Valores médios dos binários resultantes do movimento relativo dos pares articulares

Grupo / período	B1 (Nm)	B2 (Nm)	B3 (Nm)
Grupo I / P1	0,38	3,06	–
Grupo I / P2	0,04	0,26	1,20
Grupo I / P3	0,10	0,28	1,49
Grupo II / P1	0,11	0,44	0,78
Grupo II / P2	0,28	0,23	1,82
Grupo II / P3	0,07	0,27	1,49

Da observação da tabela anterior, não se consegue retirar uma correlação incontestável entre os materiais que constituem os pares articulares e os binários resultantes. Verifica-se que, por exemplo, os 2 pares articulares Cer/UHMWPE, F1/A1 e F3/A3, apresentam binários completamente distintos.

Já no Grupo II, a grande distinção em termos de valor de binário faz-se entre os 2 pares CoCrMo/UHMWPE e o par CoCrMo/CoCrMo, apresentando este último, valores significativamente superiores.

As variações dos valores de binário ao longo dos ensaios, podem ser o resultado de alterações nas superfícies dos componentes causadas por mecanismos de desgaste, pela variação das cargas de compressão aplicadas, ou até por alterações nas características do fluido lubrificante.

Para uma melhor compreensão do binário resultante da interacção da cabeça femural com a cúpula acetabular, são representados graficamente na Figura 70, os valores médios medidos no decurso dos ensaios e os binários resultantes de um ciclo.



Figura 70 – Representação gráfica dos binários médios e dos binários resultantes num ciclo

4.3 Medições gravimétricas do desgaste

As medições gravimétricas foram realizadas seguindo os procedimentos descritos no ponto 3.3.3, no final de 5×10^5 ciclos, $1,5 \times 10^6$ ciclos e $2,5 \times 10^6$ ciclos. As folhas de registo das pesagens efectuadas estão reunidas no Anexo D.

Nas Tabelas 21 e 22, estão apresentados os resultados das pesagens dos componentes acetabulares, obtidos no final de cada ciclo e o respectivo valor de desgaste acumulado.

Tabela 21 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes acetabulares do Grupo I

Par	1		2		3		4	
Cúpula acetabular	A1	Desgaste	A2	Desgaste	A3	Desgaste	A4	Desgaste
Ciclos ($\times 10^6$)	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]
0	10,9541	0,0000	32,1652	0,0000	10,9734	0,0000	31,8027	0,0000
0,5	10,9497	4,3800	32,1649	0,2800	10,9690	4,3800	31,8024	0,2800
1,5	10,9515	2,6400	32,1649	0,3200	10,9702	3,2333	31,8022	0,5333
2,5	10,9561	-2,0200	32,1645	0,7000	10,9689	4,5000	31,8026	0,1000

Tabela 22 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes acetabulares do Grupo II

Par	11		22		33		44	
Cúpula acetabular	A11	Desgaste	A22	Desgaste	A33	Desgaste	A44	Desgaste
Ciclos ($\times 10^6$)	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]
0	19,3000	0,0000	19,4313	0,0000	79,5457	0,0000	80,8073	0,0000
0,5	19,2982	1,8000	19,4035	27,7750	79,5425	3,2500	80,8059	1,3750
1,5	19,2955	4,5000	19,4022	29,1000	79,5418	3,8667	80,8044	2,9000
2,5	19,2959	4,1000	19,4021	29,2500	79,5418	3,9000	80,8024	4,9000

Os valores das pesagens dos componentes acetabulares em UHMWPE, estão já corrigidos pelos valores correspondentes à absorção de fluido lubrificantes pelos componentes de controle, indicados na Tabela 23. Um valor negativo significa que houve absorção.

Tabela 23 – Pesagens dos componentes de controle e valores de fluido lubrificante absorvido

Par	1 e 3		11 e 22	
Cúpula acetabular	AC1	Absorção de fluido	AC2	Absorção de fluido
Ciclos ($\times 10^6$)	[g]	[mg]	[g]	[mg]
0	11,0315	0,0000	19,4750	0,0000
0,5	11,0315	0,0000	19,4750	0,0000
1,5	11,0319	-0,4000	19,4750	0,0000
2,5	11,0322	-0,7000	19,4750	0,0000

Os resultados das pesagens dos componentes femurais e o respectivo valor de desgaste acumulado, são apresentados por fim nas Tabelas 24 e 25.

Tabela 24 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes femurais do Grupo I

Par	1		2		3		4	
Cabeça femural	F1	Desgaste	F2	Desgaste	F3	Desgaste	F4	Desgaste
Ciclos ($\times 10^6$)	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]
0	58,5765	0,0000	58,5181	0,0000	58,4418	0,0000	58,4231	0,0000
0,5	58,5760	0,4600	58,5179	0,2400	58,4416	0,1800	58,4230	0,0800
1,5	58,5761	0,3667	58,5180	0,1250	58,4416	0,2333	58,4233	-0,1500
2,5	58,5762	0,3000	58,5180	0,1000	58,4419	-0,1000	58,4232	-0,1000

Tabela 25 – Pesagens e valores de desgaste dos componentes femurais do Grupo II

Par	11		22		33		44	
Cabeça femural	F11	Desgaste	F22	Desgaste	F33	Desgaste	F43	Desgaste
Ciclos ($\times 10^6$)	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]	[g]	[mg]
0	156,8719	0,0000	156,9054	0,0000	157,2262	0,0000	157,0233	0,0000
0,5	156,8710	0,9000	156,9047	0,7250	157,2229	3,2750	157,0208	2,5000
1,5	156,8701	1,7667	156,9034	2,0333	157,2224	3,7667	157,0197	3,5800
2,5	156,8701	1,8000	156,9032	2,2500	157,2224	3,8000	157,0178	5,5500

Apesar do número de testes efectuados não ser suficiente para obter resultados coesos e as condições de teste não serem as mais adequadas, da análise dos valores obtidos e indicados anteriormente podem-se retirar algumas conclusões.

Os valores de desgaste negativos em amostras do Grupo I, indicam que pelo menos um dos seguintes pontos não foi executado eficazmente:

- Lavagem da amostra – uma das preocupações na lavagem das amostras, em particular dos componentes acetabulares em UHMWPE ou cerâmica e dos componentes femurais em cerâmica, é a eliminação das proteínas do líquido sinovial usado na base do lubrificante, que se alojam nas superfícies dos mesmos. Além disso, segundo o Prof. Vesa Saikko e também confirmado pelo Sr. Fausto Sbaiz, responsável pelo laboratório de testes mecânicos da empresa fabricante de próteses articulares, LIMA, LTO, nos componentes em cerâmica existe o risco de transferência de metal do suporte dos componentes para os mesmos.
- Secagem da amostra – se a secagem não for correctamente efectuada, pode permanecer na amostra líquido proveniente da lavagem. Uma vez que o aparelho de vácuo utilizado na secagem não atinge as pressões pretendidas, a secagem pode não ter sido suficiente.

Por outro lado, todos os componentes cerâmicos, tanto as cabeças femurais como as cúpulas acetabulares, apresentam variações de peso finais na ordem da décimas de miligrama, o que nos pode levar a concluir que praticamente não sofreram desgaste.

No que diz respeito às amostras do Grupo II, estas sim, apresentaram uma evolução de desgaste coerente. Na Figura 71, está representado o desgaste gravimétrico dos componentes acetabulares. Destaca-se o componente em UHMWPE, testado na estação de ensaios n.º 2.

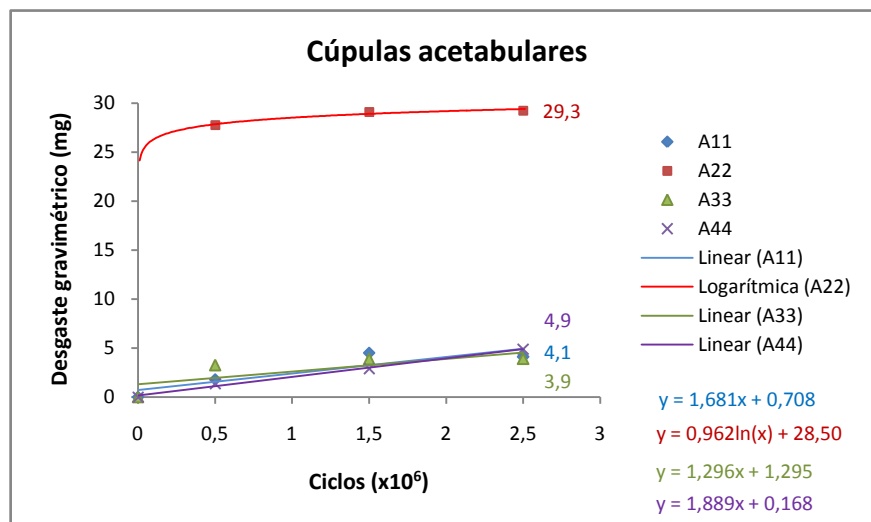


Figura 71 – Valores de desgaste dos componentes acetabulares de UHMWPE e CoCrMo do Grupo II

Na Figura 72, estão ilustrados os valores de desgaste correspondentes aos componentes femurais de CoCrMo, também do Grupo II.

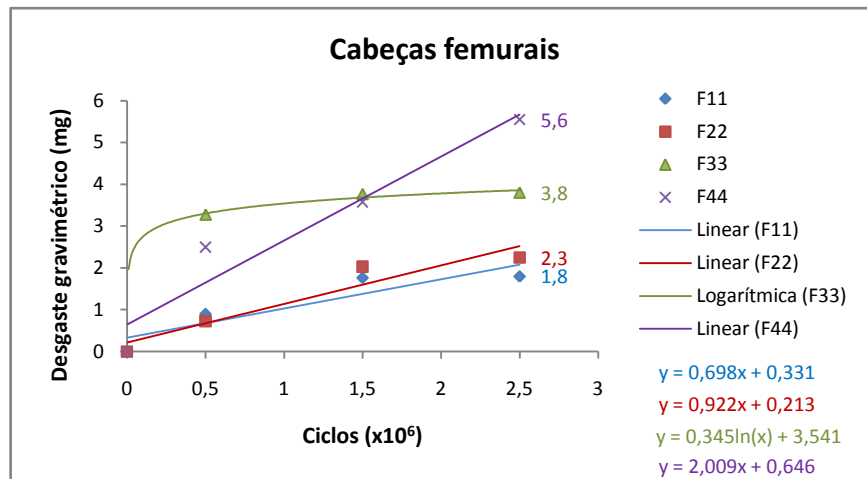


Figura 72 – Valores de desgaste dos componentes femurais de CoCrMo do Grupo II

Como última observação, podemos dizer que os valores de desgaste obtidos são significativamente inferiores aos esperados, mesmo tendo em consideração que só foram realizados metade dos ciclos previstos.

Segundo Saikko et al (2001), na realização de uma simulação de desgaste de prótese totais da anca, com componentes acetabulares em UHMWPE e componentes femurais de CoCr, Alumina e carbono tipo diamante (DLC), num total de 3×10^6 ciclos, os valores de desgaste obtidos foram os indicados na Tabela 26.

Tabela 26 – Valores de desgaste de componentes acetabulares em UHMWPE, testados com cabeças femurais de Alumina, CrCo e DLC (Adaptado de Saikko, 2001)

Teste N.º	Componente femural	Desgaste (mg/ 10^6 ciclos)
1	Alumina	$48,3 \pm 6,0$
2	CoCr	$56,4 \pm 13,3$
3	DLC	$57,7 \pm 5,5$

4.4 Análise das superfícies

A análise do estado superficial das amostras, é uma etapa muito importante no estudo do comportamento tribológico dos componentes articulares, uma vez que demonstra o resultado da interacção dos diferentes materiais, permitindo aferir, por exemplo, os mecanismos de desgaste presentes. Através da microscopia electrónica de varrimento, conseguimos com ampliações elevadas visualizar as alterações superficiais a duas dimensões, incluindo as deformações plásticas sofridas e possíveis transferências de material. Por outro lado, através da análise topográfica, obtém-se uma caracterização das alterações ao perfil da superfície.

4.4.1 Análise das superfícies através de microscopia electrónica de varrimento

No final do 2.º período de testes de cada grupo de amostras, procedeu-se à análise microscópica das superfícies, novamente com a colaboração do CEMUP.

Nos parágrafos que se seguem, são apresentados os resultados das observações, fundamentados com micrografias de duas ampliações diferentes. Para o primeiro registo micrográfico, escolheu-se a mesma ampliação utilizada na caracterização inicial das superfícies das amostras, no ponto 3.2.1.2, de forma a poderem ser comparadas. Para o segundo registo, foi escolhida caso a caso a ampliação mais representativa do estado superficial. As micrografias realizadas com outras ampliações, são apresentadas no Anexo E.

Na Figura 73, está ilustrada a superfície do par articular F1/A1, do tipo COP.

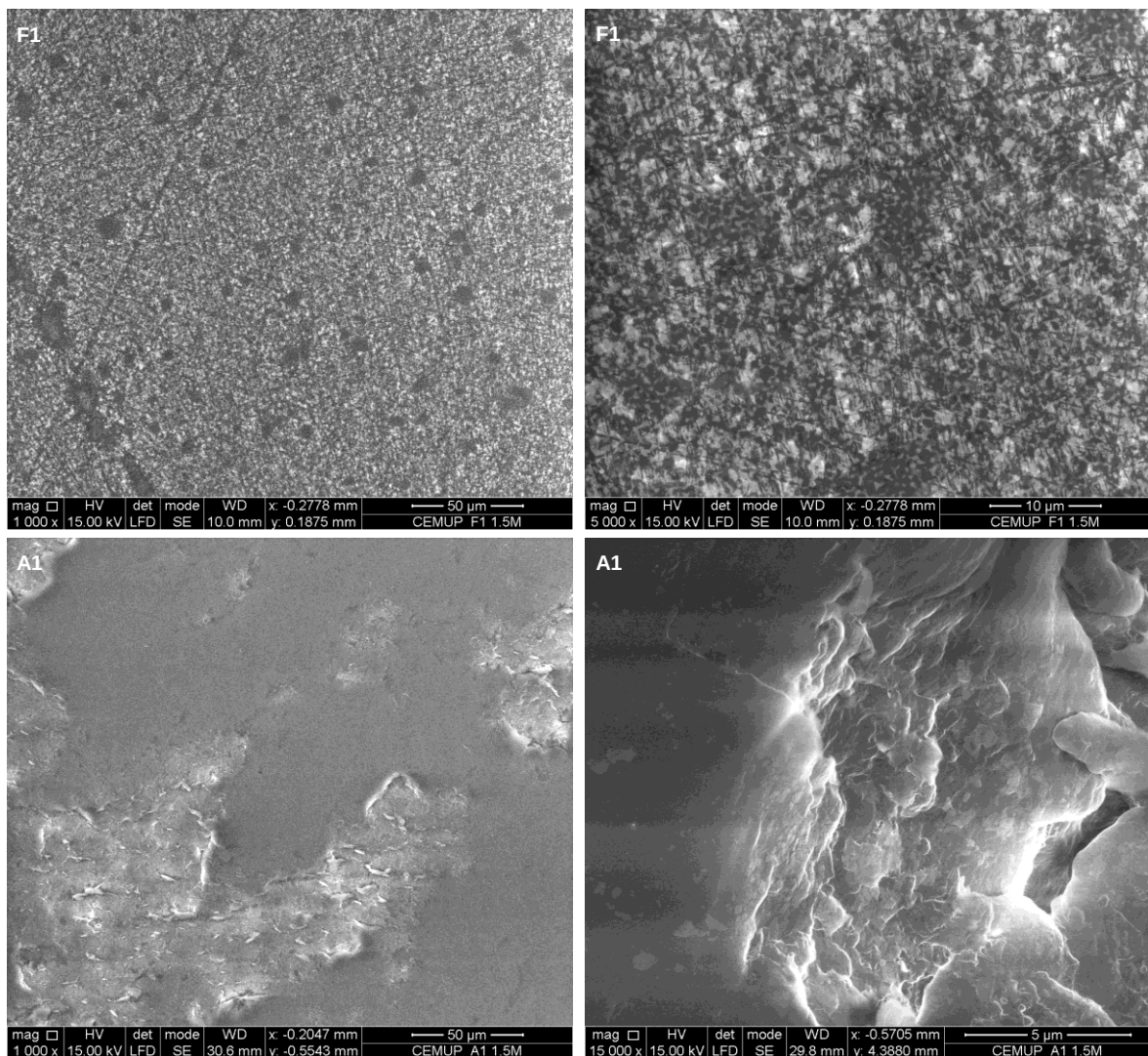


Figura 73 – Imagens das superfícies do par articular F1/A1, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos

Na análise desta figura, pode-se verificar que o componente femural cerâmico F1 apresenta riscos muito ligeiros na superfície, que se visualizam mais definidamente com uma ampliação

de 5000x e, mesmo assim, com alguma dificuldade. O componente acetabular de UHMWPE, apresenta já alguma deformação, resultante da adesão do material à superfície de contacto cerâmica. Além das zonas de desgaste preponderantes neste componente, está delimitada também uma área com diâmetro correspondente à amplitude de movimento do pólo da cabeça femural, onde a superfície se encontra mais polida, não apresentando desgaste visível. Na ampliação de 15000x, evidencia-se a transição da zona polida (lado esquerdo da fotografia) para a zona mais degradada (lado direito da fotografia). O segundo par articular do tipo COP, após o mesmo período de teste, apresenta algumas particularidades distintas (Figura 74).

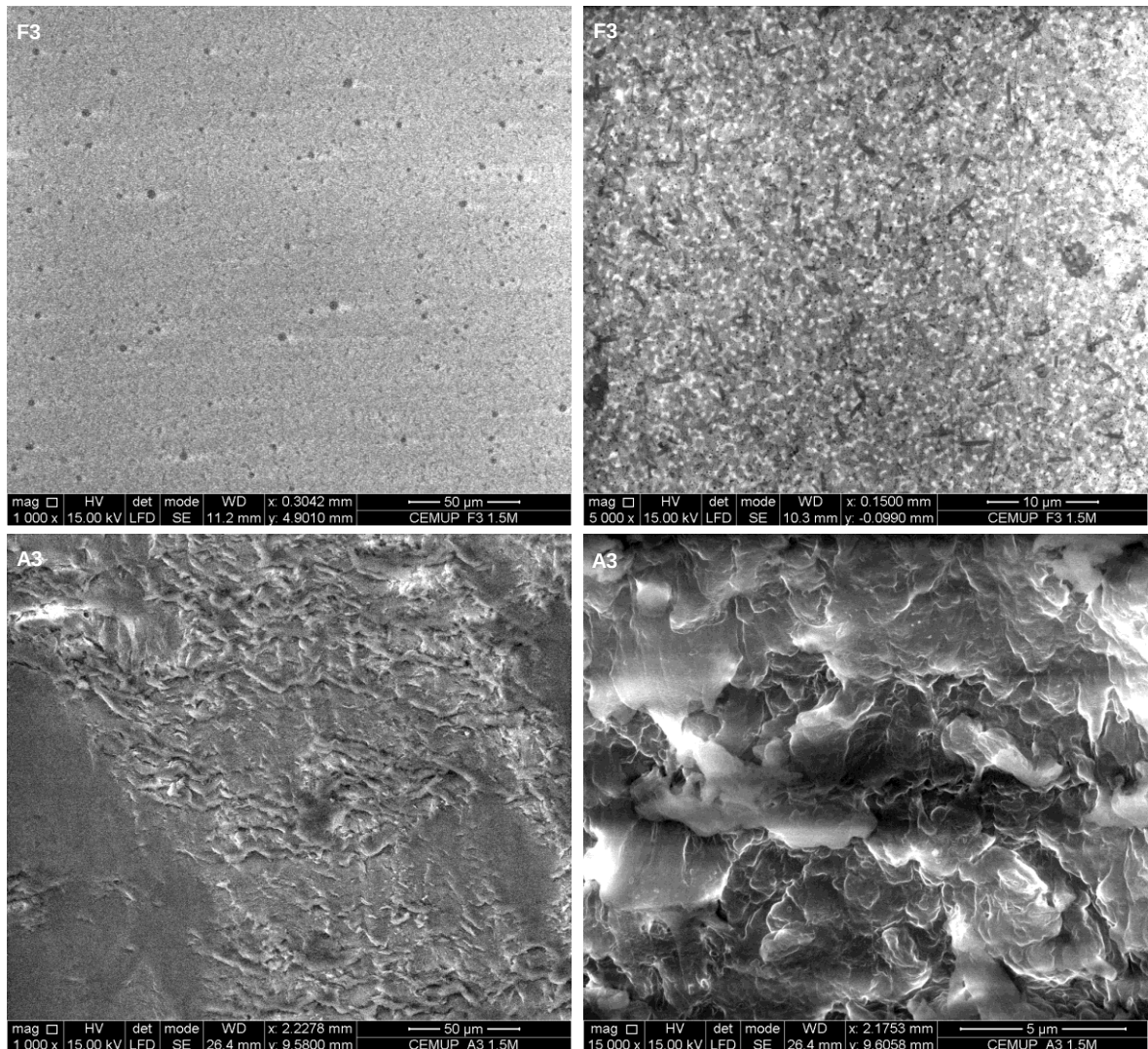


Figura 74 – Imagens das superfícies do par articular F3/A3, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos

Nestas amostras, é ainda mais evidente o resultado da interacção entre uma cabeça femural em Alumina e uma cúpula acetabular em UHMWPE, pelo que tem também interesse comentar as observações feitas.

Ao contrário do que acontece com a amostra F1, em F2 não se detectam quaisquer alterações plásticas na superfície cerâmica e, na amostra A3, não se detectam zonas distintamente

polidas, que se justifiquem assinalar, sendo o desgaste mais evidente em toda a superfície de contacto. Contudo, é evidente em ambos os componentes de UHMWPE, o desaparecimento das marcas em espiral do processo de fabrico, presentes nas micrografias registadas na caracterização inicial das amostras.

As manchas escuras, de forma circular, que estão patentes nos componentes cerâmicos F1 e F3, não representam nenhuma propriedade da superfície. Trata-se de um efeito causado pela existência de resíduos orgânicos na superfície, os quais dão origem a regiões escuras nas imagens, que são tão mais proeminentes quanto mais tempo forem bombardeados com o feixe de electrões. Por este motivo, houve alguma dificuldade na focagem e micrografia, devido à rapidez com que estas tarefas tinham que ser realizadas, para evitar a formação das manchas.

Conforme era já previsto, o comportamento de duas superfícies de contacto em cerâmica, é distinto dos casos anteriores, conforme se pode observar na Figura 75.

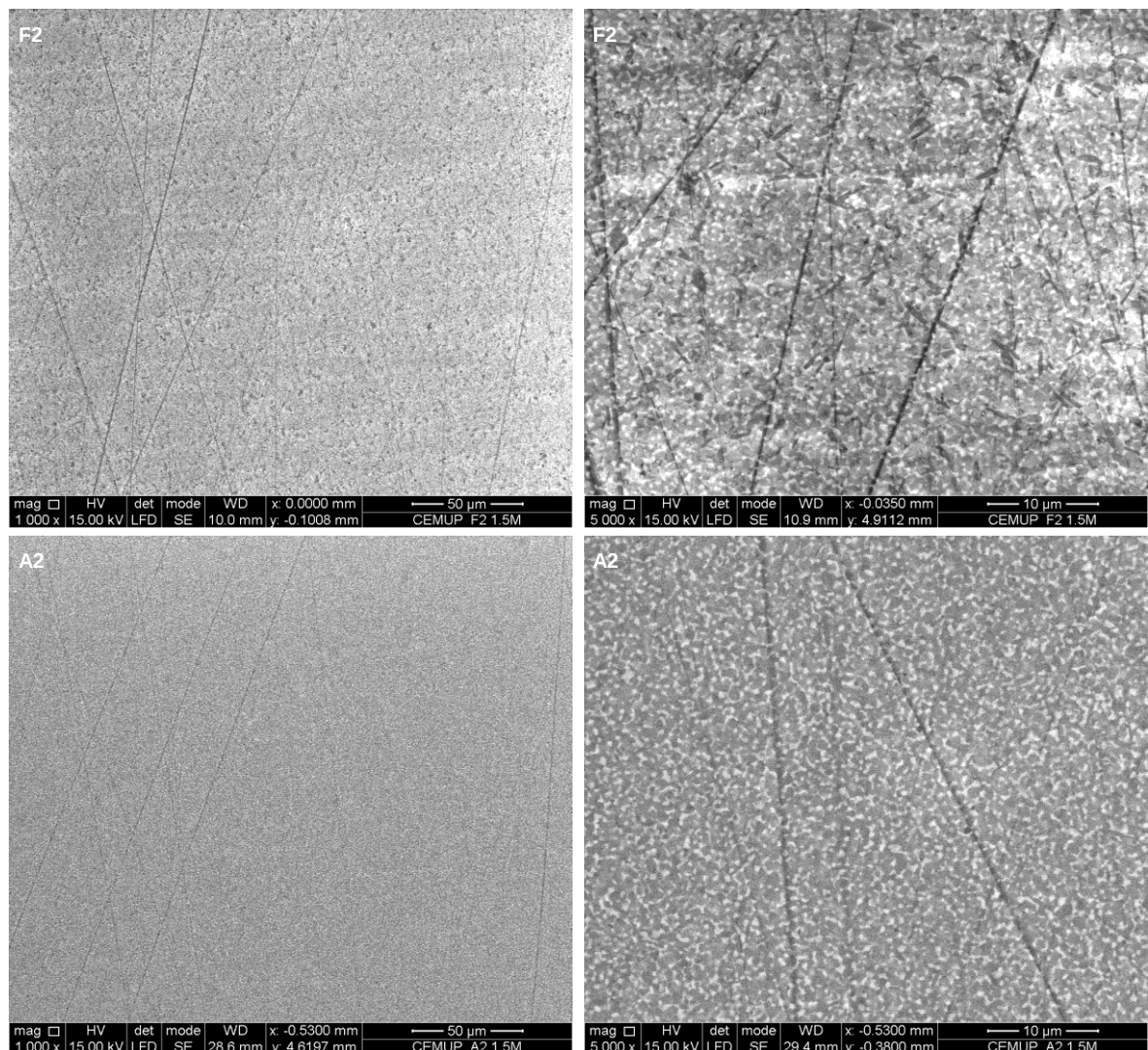


Figura 75 – Imagens das superfícies do par articular F2/A2, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos

A cabeça femoral e a cúpula acetabular que constituem o par articular F2/A2, apresentam uma superfície notoriamente riscada, embora que levemente, onde é perfeitamente reconhecível a trajetória do movimento relativo das superfícies, resultante dos deslocamentos angulares e de rotação que pretendem simular a deambulação humana.

Os sulcos formados, são certamente o resultado da ocorrência de desgaste por terceiro corpo, proveniente de partículas que se soltaram dos próprios componentes cerâmicos, ou de impurezas que eventualmente tenham entrado nas estações de ensaio.

Estas observações, reforçam a ideia de que nas condições experimentais em causa, as deformações causadas nas duas superfícies cerâmicas em contacto, pela sua muito reduzida dimensão, não são perceptíveis nas medições gravimétricas.

No que concerne aos dois pares articulares CoCrMo/UHMWPE testados, as observações microscópicas fornecem-nos também resultados distintos entre si. Na Figura 76, por exemplo, verifica-se que a superfície metálica sofreu já algumas deformações plásticas.

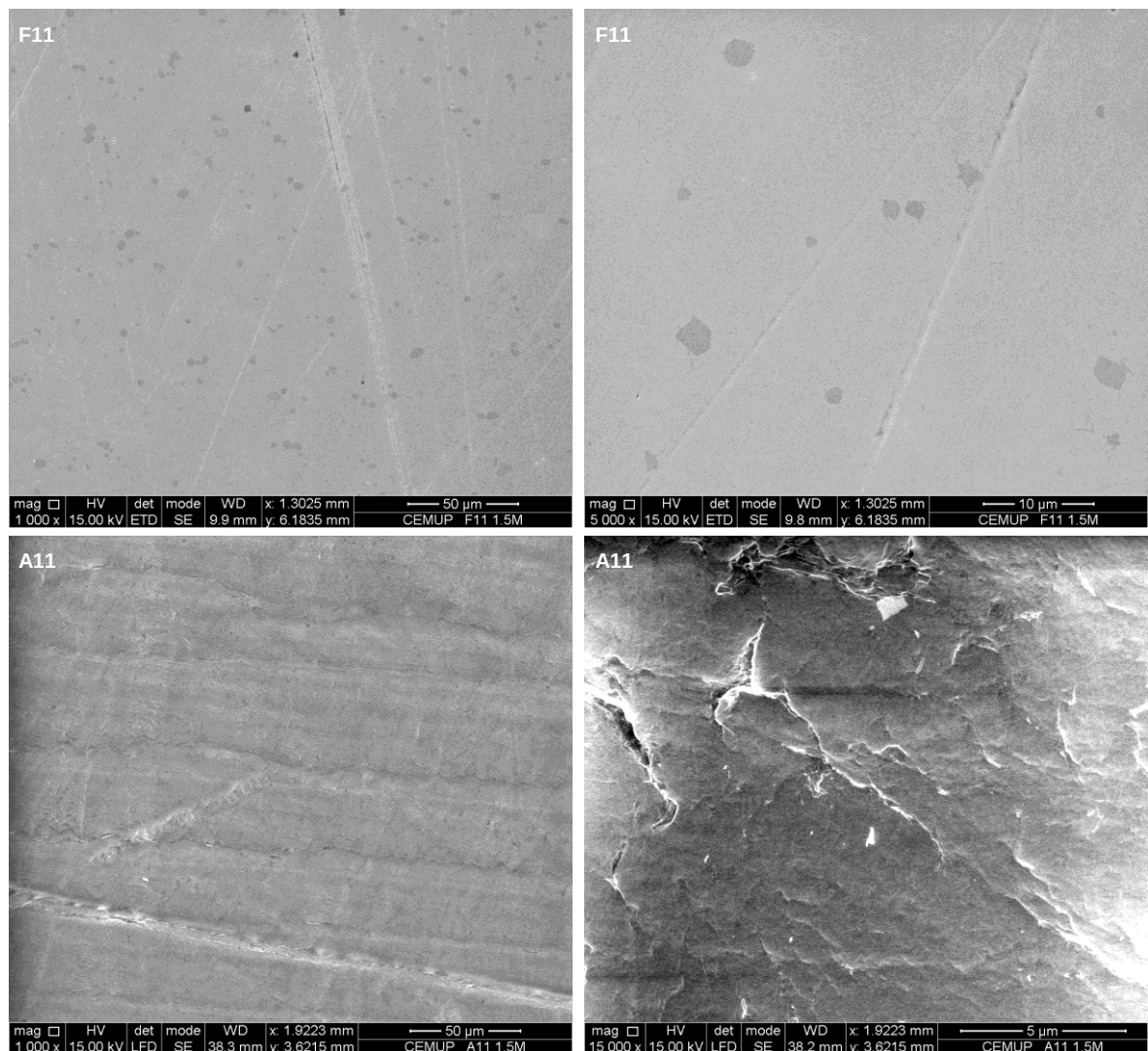


Figura 76 – Imagens das superfícies do par articular F11/A11, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos

Os riscos observados na superfície da cabeça femural F11, são o resultado de uma acção de desgaste por terceiro corpo, proveniente de partículas que se desprenderam da cabeça femural, ou por partículas contaminantes externas.

Na Figura 77 a), é perfeitamente visível uma pequena área (assinalada com uma seta vermelha) de onde certamente se soltou material, o qual é provavelmente um dos causadores das deformações referidas.

Na Figura 77 b), que apresenta uma micrografia registada durante a caracterização inicial das amostras, estão identificados os principais constituintes desta liga metálica: Z1, Z2 e Z3 são Co, Cr e Mo, respectivamente.

Além dos principais constituintes da liga, encontram-se também dispersas por toda a superfície, pequenas incrustações de Ti, que estão identificadas com as designações Z4 e Z5.

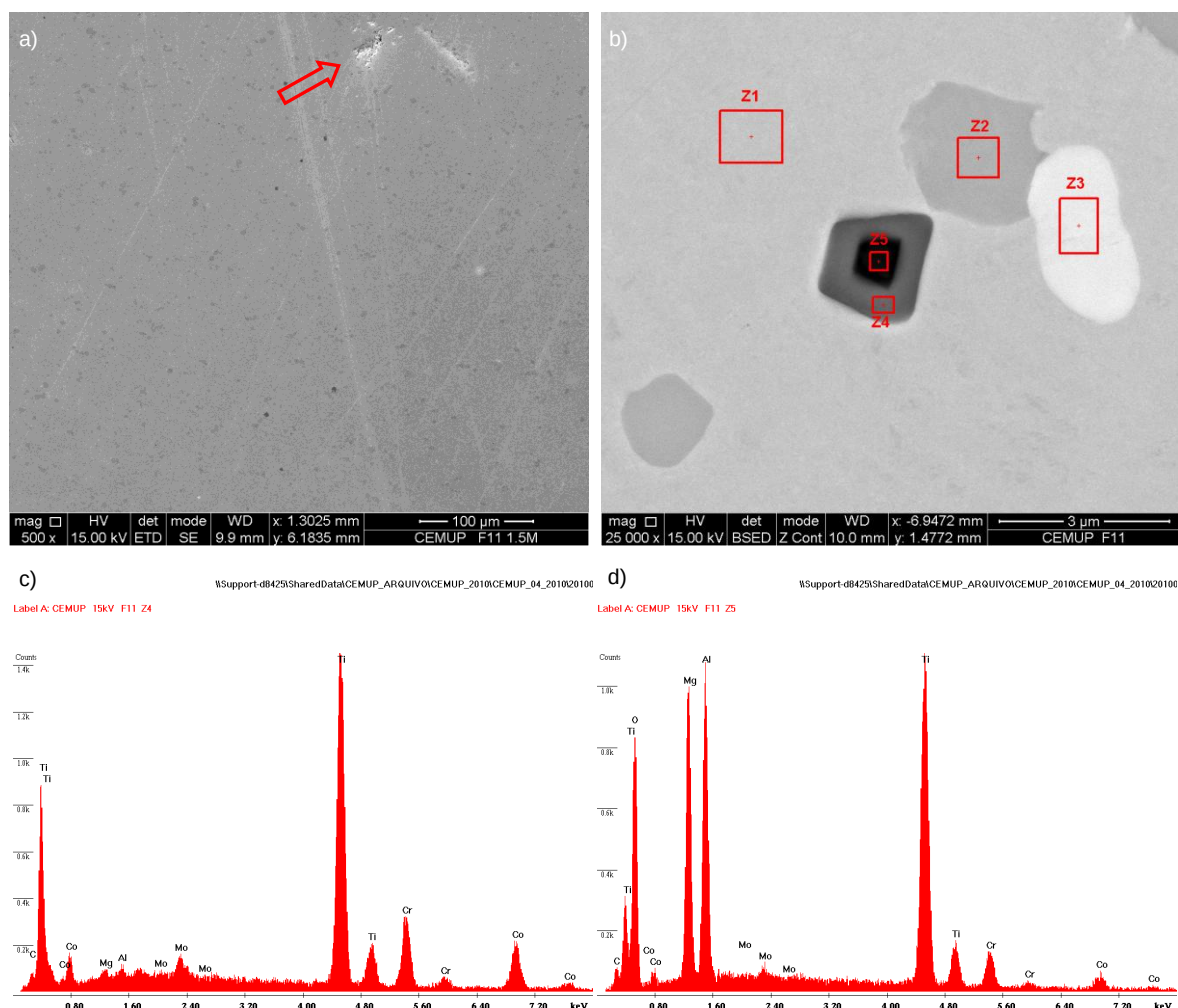


Figura 77 – Identificação de constituintes da liga metálica dos componentes de CoCrMo

O componente femural do segundo par articular do tipo MOP em análise, apresenta uma superfície praticamente intacta (Figura 78), o que não condiz à primeira vista com os valores obtidos na análise gravimétrica do desgaste, onde os valores são praticamente iguais.

Daqui se conclui, que o estado superficial analisado com o auxílio de um microscópio de alta sensibilidade, não é por si só representativo do desgaste de uma superfície. Há mecanismos de desgaste, como a abrasão, que podem retirar grandes quantidades de material e deixar a superfície com um aspecto de elevado grau de polimento.

Relativamente ao componente acetabular A22, em UHMWPE, apresenta uma degradação superficial semelhante à da amostra A11, mais evidenciada por um maior enrugamento da superfície, demonstrado na Figura 78 pela grande quantidade de traços brilhantes que se podem visualizar, os quais, na microscopia electrónica de varrimento, representam arestas.

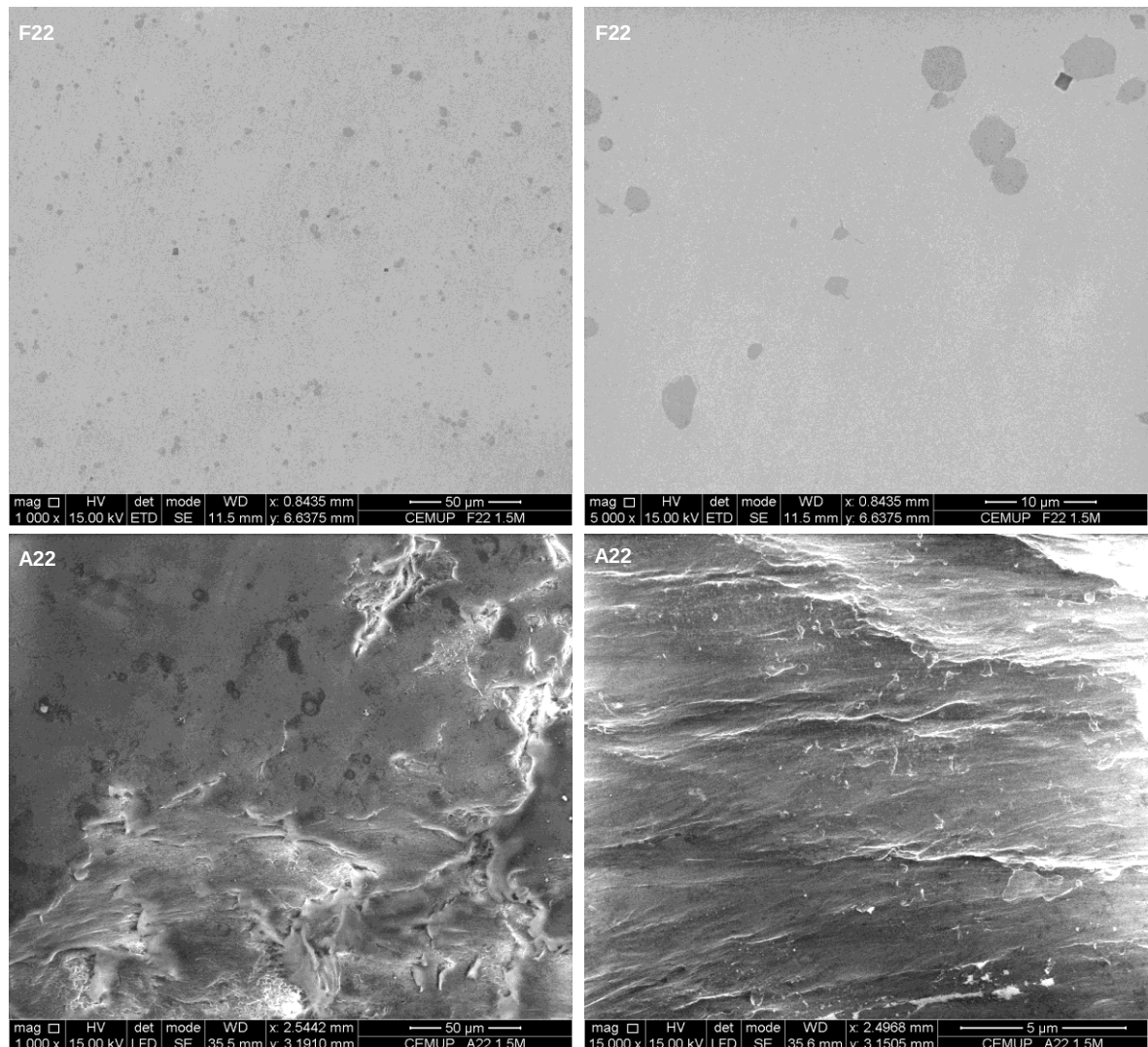


Figura 78 – Imagens das superfícies do par articular F22/A22, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos

A Figura 79, ilustra o estado superficial das superfícies do par articular F33/A33, do tipo MOM. É manifesta a deformação plástica sofrida por ambos os componentes. Tendo em consideração a elevada dureza desta liga metálica, reforçada com uma maior quantidade de carbono, os sulcos que se observam foram provavelmente produzidos por partículas que se soltaram dos próprios componentes.

Conforme se verificou nos componentes cerâmicos, é possível perceber nestas superfícies a trajectória do movimento relativo entre as superfícies, resultado dos movimentos tri-axiais do simulador.

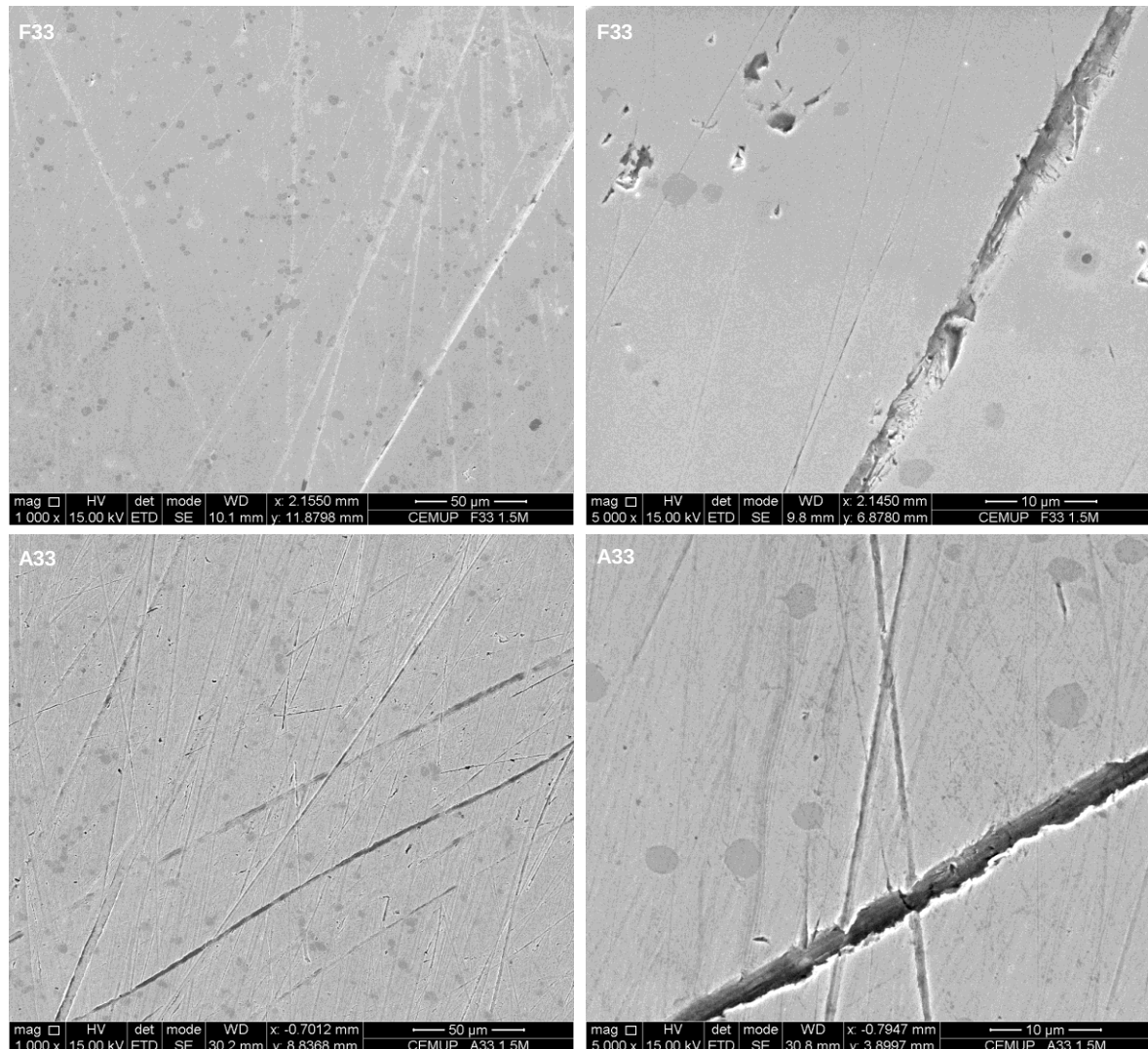


Figura 79 – Imagens das superfícies do par articular F33/A33, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos

Conforme foi já referido anteriormente, a célula de carga que servia de suporte ao componente femural F44, partiu no decorrer do 1.º período de teste do Grupo II, pelo que não foi possível a partir desse momento controlar com precisão a carga de compressão aplicada, nem fazer a aquisição de dados respectiva. Além disso, por este motivo, o par articular F44/A44 realizou menos 252000 ciclos do que os restantes pares.

No entanto, para manter um termo de comparação com o par articulado ensaiado na estação de ensaios 3, realizaram-se mesmo assim as medições gravimétricas do desgaste e a análise micrográfica do par articular F44/A44.

Na Figura 80, pode-se constatar que o estado superficial é semelhante ao observado no para articular F33/A33, acrescido de algumas deformações plásticas mais proeminentes, provavelmente causadas por estilhaços provenientes da célula de carga que colapsou.

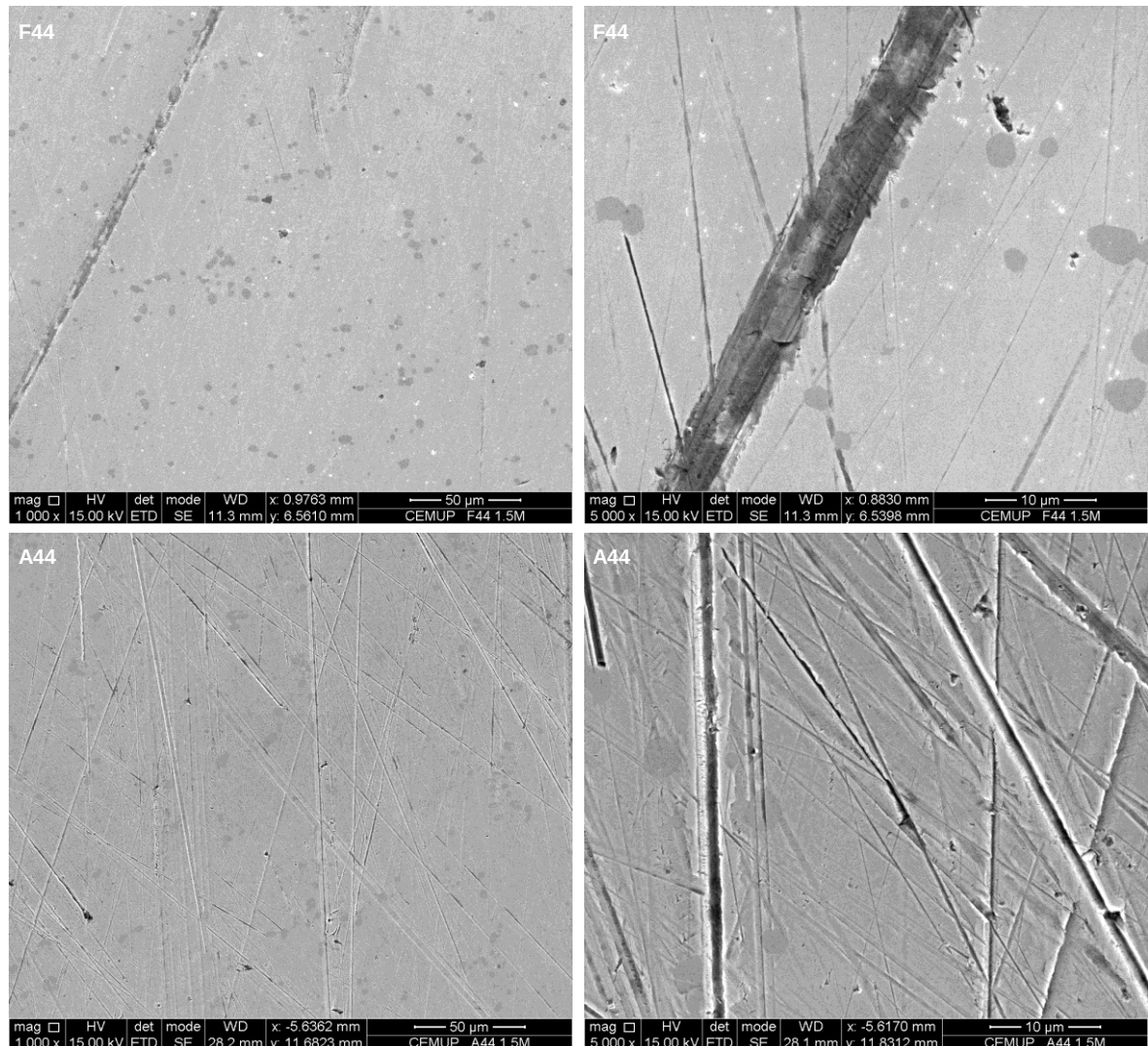


Figura 80 – Imagens das superfícies do par articular F44/A44, obtidas por microscopia electrónica de varrimento, após $1,5 \times 10^6$ ciclos

Complementarmente ao que foi dito neste capítulo, é premente referir que a posição anatómica invertida em que as amostras são testadas neste simulador da articulação da anca, é susceptível de potenciar a degradação das superfícies a partir do momento em que existem partículas à deriva no meio em que as superfícies estão imersas. Isto porque por acção da gravidade, estas depositam-se no fundo da cúpula acetabular, quando numa posição anatómica correcta as mesmas “cairiam” para fora da zona de contacto das superfícies.

4.4.2 Análise topográfica das superfícies

No final de cada período de teste, procedeu-se à análise da rugosidade de pelo menos uma amostra de cada tipo de material, recorrendo novamente ao rugosímetro do CETRIB.

No espaço de tempo disponível entre dois períodos de teste, não era possível realizar rugosimetrias em todas as amostras, pelo que se seleccionou um exemplar representativo de cada componente e de cada tipo de material.

Na Tabela 27, são apresentados os valores medidos após cada período de teste das amostras do Grupo I, comparativamente com os registados inicialmente.

Tabela 27 – Rugosidade das superfícies dos componentes articulares do Grupo I

Amostra	Ciclos ($\times 10^6$)	R_a (μm)	R_t (μm)	R_z (μm)	S_a (μm)	S_t (μm)	S_z (μm)
F1, F3	0	0,0459	0,376	0,299	0,196	1,26	1,26
	0,5	0,0826	0,735	0,551	0,214	8,58	8,58
	1,5	0,0886	0,903	0,631	0,213	2,03	2,03
	2,5	0,12	1,13	0,792	0,243	3,15	3,15
F2, F4	0	0,0459	0,376	0,299	0,196	1,26	1,26
	0,5	0,0897	1,01	0,652	0,223	7,27	7,27
	1,5	0,0779	0,944	0,591	0,209	8,59	8,59
	2,5	0,111	0,984	0,756	0,23	2,63	2,63
A2, A4	0	0,044	0,524	0,31	0,187	1,41	1,41
	0,5	0,0904	0,826	0,646	0,215	2,45	2,45
	1,5	0,0823	1,01	0,584	0,209	2,17	2,17
	2,5	0,0864	0,855	0,624	0,207	2,44	2,44
A1, A3	0	2,68	11,2	9,82	2,74	13,5	13,5
	0,5	3,11	26,6	16,3	4,53	53,3	53,3
	1,5	3,33	27,6	16,5	4,52	71	71
	2,5	4,31	44,8	21,8	8,2	126	126

De uma forma geral, verifica-se que os componentes femurais e acetabulares em Alumina, tiveram a mesma evolução ao nível dos diversos parâmetros de rugosidade analisados, ou seja, aumentaram o valor praticamente para o dobro, do estado inicial para o final do primeiro período de teste e depois dos restantes períodos mantiveram a mesma ordem de valores, ainda que com pequenas variações.

O mesmo se verifica nos componentes metálicos, cujos valores de rugosidade podem ser verificados na Tabela 28.

Tabela 28 – Rugosidade das superfícies dos componentes articulares do Grupo II

Amostra	Ciclos ($\times 10^6$)	R_a (μm)	R_t (μm)	R_z (μm)	S_a (μm)	S_t (μm)	S_z (μm)
F11, F22	0	0,0411	0,555	0,278	0,172	2,92	2,92
	0,5	0,0799	0,776	0,54	0,199	4,04	4,04
	1,5	0,0816	0,831	0,189	0,187	2,65	2,65
	2,5	0,0732	0,813	0,51	0,189	2,28	2,28
F33, F44	0	0,0411	0,555	0,278	0,172	2,92	2,92
	0,5	0,08	0,771	0,535	0,187	2,14	2,14
	1,5	0,0757	0,745	0,537	0,193	4,59	4,59
	2,5	0,0748	0,921	0,535	0,19	5,21	5,21
A33, A44	0	0,0434	0,395	0,292	0,168	2,39	2,39
	0,5	0,0813	0,89	0,595	0,18	3,13	3,13
	1,5	0,0865	0,979	0,625	0,186	2,01	2,01
	2,5	0,0723	0,707	0,496	0,18	2,86	2,86
A11, A22	0	1,31	15,2	3,71	0,791	8,12	8,12
	0,5	0,401	3,02	2,17	0,691	7,59	7,59
	1,5	0,798	7,27	4,42	1,6	32,3	32,3
	2,5	1,27	17,1	7,22	2,13	42,1	42,1

No que concerne aos componentes acetabulares de UHMWPE do primeiro grupo de teste, o perfil evolutivo dos valores dos diversos parâmetros de rugosidade é também crescente, sendo no entanto mais significativos do que os apresentados pelos componentes cerâmicos e metálicos, os quais apresentam valores da ordem das décimas ou centésimas de micrómetro.

Os componentes acetabulares de UHMWPE do segundo grupo de teste, destacam-se dos referidos anteriormente, pelo facto de terem diminuído drasticamente os valores de rugosidade do estado inicial para o final do primeiro período de teste e aumentado novamente no final dos períodos seguintes.

Este facto é explicado pelo polimento ou homogeneização da superfície, resultante do movimento cíclico em contacto com uma superfície mais dura.

Ainda no que diz respeito aos componentes poliméricos, verifica-se nas topografias 3D apresentadas nas Figuras 81 e 82, uma degradação relevante das superfícies, conforme já observado nas micrografias apresentadas anteriormente.

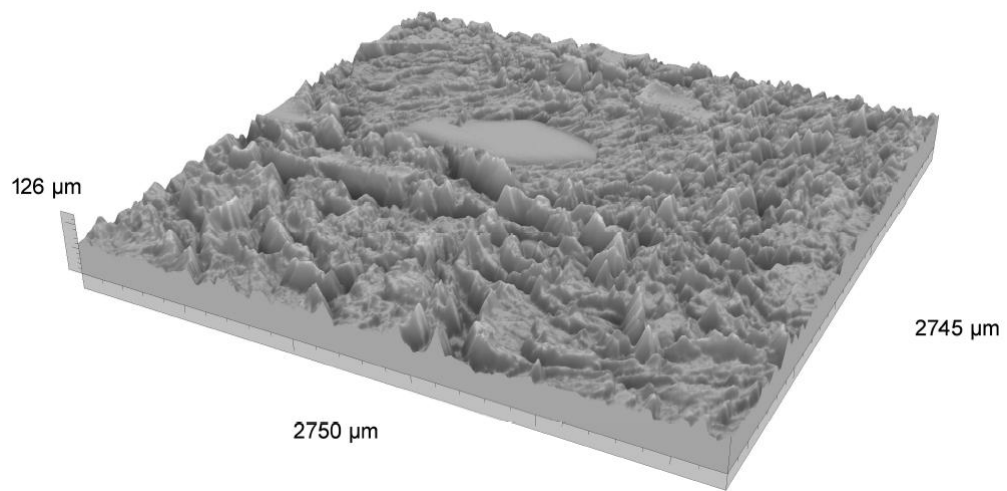


Figura 81 – Levantamento tridimensional da superfície do componente acetabular A3, ao fim de $2,5 \times 10^6$ ciclos

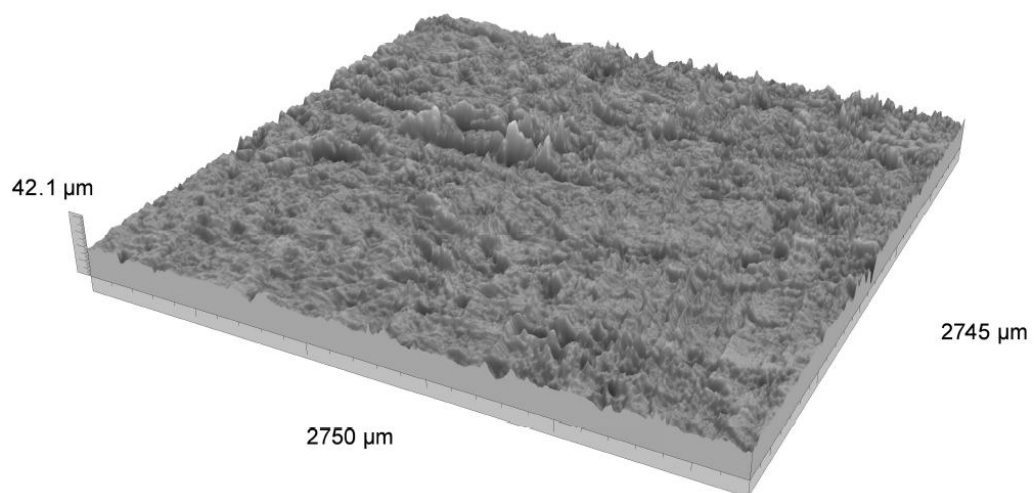


Figura 82 – Levantamento tridimensional da superfície do componente acetabular A22, ao fim de $2,5 \times 10^6$ ciclos

5 Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

Na fase inicial deste trabalho, delinearam-se dois objectivos fundamentais: o primeiro, desenvolver um trabalho de investigação direccionado para o estudo do comportamento tribológico de materiais utilizados em próteses da anca e o segundo, utilizar pela primeira vez na realização de ensaios de desgaste efectivos, o simulador da articulação da anca Lamanna, recuperado e colocado em funcionamento no âmbito de uma bolsa de iniciação à investigação científica, promovida pelo INEGI.

Como é óbvio, o sucesso do trabalho de investigação era directamente dependente do desempenho do simulador, cujas potencialidades e limitações ainda não tinham sido até agora convenientemente aferidas. Ultrapassadas algumas questões técnicas de base, foi atingida a primeira etapa, que era colocar este equipamento em pleno funcionamento e iniciar os ciclos de teste previstos para os diferentes materiais em estudo.

A realização dos testes produziu resultados que, embora não sejam comparáveis aos dados clínicos obtidos in vivo, ou a outros testes realizados em equipamentos mais sofisticados, são perfeitamente válidos para a comparação do comportamento tribológico dos 3 tipos de materiais em estudo e dos 4 tipos diferentes de pares articulares.

Conforme foi abordado no capítulo da pesquisa bibliográfica, uma das principais causas de insucesso nas artroplastias totais da anca, é a ocorrência de osteólise e posterior laxação da prótese, provocados por partículas de desgaste de UHMWPE que se alojam na interface entre a prótese e o osso. Nas observações efectuadas aos componentes acetabulares em UHMWPE, testados neste trabalho de investigação, é evidente o processo de degradação que as superfícies sofrem em contacto com o metal ou a cerâmica, o que ilustra bem este problema.

Por outro lado, testemunhou-se o excelente comportamento tribológico dos pares articulares COC, geralmente referido na literatura da especialidade. O efeito de *stress-shielding*, muitas vezes apontado como a principal desvantagem da utilização dos materiais cerâmicos em pessoas idosas, que ocorre devido ao elevado módulo de elasticidade deste material, não pode ser avaliado neste tipo de ensaio.

Os pares articulares MOM, constituídos por componentes em CoCrMo, apresentam um ligeiro desgaste, que pode ser significativo se considerarmos os iões de Co e Cr que se libertam para o organismo, entrando mesmo na circulação sanguínea ou alojando-se nos tecidos. É notória a deformação plástica sofrida pelas superfícies articulares deste tipo de material.

Tanto as cabeças femurais em Alumina como em CoCrMo, apresentam na generalidade um bom comportamento tribológico quando em contacto com o UHMWPE, o que reflecte mais uma vez que esta conjugação de materiais continua a ser uma boa alternativa, conforme é referido pelos especialistas.

A importância da realização de ensaios de desgaste in vitro de biomateriais para componentes articulares, como os da anca, é sobejamente conhecida. Os ensaios realizados no decorrer da componente experimental deste trabalho, permitiram uma melhor percepção da sua importância e do contributo que podem dar para a melhoria da qualidade de vida, dos pacientes que necessitam de recorrer à artroplastia total da anca.

No que concerne ao simulador em si, revelou-se um instrumento de iniciação à investigação nesta área muito válido. Apesar de apresentar limitações dificilmente ultrapassáveis no que diz respeito à carga máxima aplicada e à variação da sua amplitude, possibilita o controle de parâmetros importantes como a amplitude de movimentos segundo 3 eixos, a frequência do ciclo e temperatura do lubrificante e ainda a aquisição contínua dos dados da carga e do binário observados individualmente em cada estação de ensaio.

Para se obter o maior proveito deste simulador, após a conclusão dos ensaios referentes a este trabalho de investigação, justifica-se proceder a uma revisão geral ao mesmo, nomeadamente a toda a instalação eléctrica referente ao sistema de aquisição de dados e à instalação de células de carga que permitam aproveitar a capacidade de carga máxima da máquina, que é de 1,3 kN.

Ambiciona-se que este trabalho sirva de rampa de lançamento para futuros projectos de investigação nesta área de investigação. Sugere-se em primeiro lugar, que seja dada continuidade ao estudo até agora efectuado, acrescentando parâmetros de investigação que não foi possível apresentar, como por exemplo, a microscopia e medição de partículas de desgaste presentes no líquido sinovial recolhido das estações de ensaio. O tipo de lubrificante e a sua diluição, são também parâmetros que podem ser modificados, para o estudo da sua influência no comportamento tribológico das superfícies.

Será ainda de todo o interesse realizar neste simulador, testes de desgaste a próteses de menor diâmetro (por exemplo 28 mm), o que permitirá obter, para a mesma força de compressão, uma tensão radial significativamente superior. Apesar de um menor diâmetro representar à primeira vista a formação de menos partículas de desgaste, uma vez que a área de contacto é inferior, é esperada uma maior penetração da cabeça femural na cúpula acetabular de UHMWPE.

Outra das aplicações deste simulador, será certamente o ensaio de componentes femurais e acetabulares concebidos em novos materiais, como por exemplo, materiais compósitos.

Por último, uma alternativa verdadeiramente interessante para a qual se deixa já o desafio, é a utilização deste equipamento no ensaio de próteses do ombro. A literatura existente sobre este tipo de próteses é muito reduzida, o que à partida estimula para que o trabalho de investigação realizado possa ser inovador e de grande interesse científico.

Além disso, de acordo com a literatura existente, a carga máxima estará na gama dos 1 – 1,3 kN, ou seja na ordem de valores da carga máxima do simulador. Por outro lado, não existe ainda até ao momento nenhuma norma internacional que procedimente este tipo de ensaios, pelo que será mais fácil definir um protocolo de teste. Poderão inclusive ser utilizados dados provenientes de registos clínicos de artroplastias do ombro, para definir os parâmetros dos testes e validar os resultados, o que torna este trabalho ainda mais enriquecedor.

6 Referências e Bibliografia

- ANDERSON, Andrew E.; et al – *Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip*. Journal of Biomechanics, 2010. 43: pp. 1351-1357.
- ASTM F2033 – 05 – *Standard specification for total hip joint prosthesis and hip endoprosthesis bearing surfaces made of metallic, ceramic, and polymeric materials*, under the jurisdiction of ASTM Committee F04 on Medical and Surgical Materials and Devices, and direct responsibility of Subcommittee F04.22 on Arthroplasty.
- BARTLETT, Roger – *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*. 2nd Ed. New York: Taylor & Francis e-Library, 2007.
- BASU, D. – *Fatigue behaviour of fine-grained alumina hip-joint heads under normal walking conditions*. Sadhan, 2003. 28(3&4): pp. 589-600.
- BATCHELOR, Andrew W.; CHANDRASEKARAN, Margam – *Service characteristics of biomedical materials and implants: Series on biomaterials and bioengineering*. Vol. 3. London: Imperial College Press, 2004.
- BONO, James V.; et al – *Revision total hip arthroplasty*. New York: Springer-Verlag, 1999.
- BRONZINO, Joseph D. – *The biomedical engineering handbook: Biomedical engineering fundamentals*. Vol. 1. 3rd Ed. California: CRC Press, 2006.
- BS 7251-7: 1990 – *Orthopaedic joint prostheses. Guide to hip joint simulators*, entrusted by the Health Care Standards Policy Committee (HCC/-) to Technical Committee HCC/25.
- CALONIUS, Olof; SAIKKO, Vesa – *Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs*. Journal of Biomechanics, 2002. 35: pp. 1439-1450.
- DAVIM, J. Paulo; MARQUES, Nuno – *Evaluation of Tribological Behaviour of Polymeric Materials for Hip Prostheses Application*. Tribology Letters, 2001. 11(2): pp. 91-94.
- DAVIS, Joseph R. – *Handbook of materials for medical devices*. United States of America: ASM International, 2003.
- ENDERLE, John D.; et al – *Introduction to biomedical engineering*. 2nd Ed. California: Elsevier Academic Press, 2005.
- ESPANHA, Margarida – *Anatomofisiologia, Tomo I: Sistema osteo-articular*. Faculdade de Motricidade Humana, 2004.
- ETHIER, C. Ross; SIMMONS, Craig A. – *Introductory biomechanics: From cells to organisms*. New York: Cambridge University Press, 2007.

- GALLETTI, Pierre M.; BORETOS, John W. – *Report on the Consensus Development Conference on “Clinical applications of biomaterials”*. Journal of Biomedical Materials Research, 1983. 17(3): pp. 539-555.
- GENDA, Eiichi; et al – *Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing effect of gender and anatomic parameters*. Journal of Biomechanics, 2001. 34: pp. 895-905.
- GIJSMAN, Pieter; et al – *Hindered amine light stabilizers: An alternative for radiation cross-linked UHMWPE implants*. Biomaterials, 2010. doi:10.1016/j.biomaterials.2010.05.053.
- GONZÁLEZ-MORA, V. A.; et al – *Wear tests in a hip joint simulator of different CoCrMo counterfaces on UHMWPE*. Materials Science and Engineering C, 2009. 29: pp. 153-158.
- GRAY, Henry – *Gray’s Anatomy of the Human Body*. 20th Ed. New York: Bartleby.com, 2000. Acedido em Julho de 2010: <http://www.bartleby.com/107/>
- GUEDES, José Américo da Silva – *Biomecânica da anca: Estudo numérico e experimental da biomecânica do fêmur intacto e com prótese da anca inserida*. Tese de Mestrado. Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2000.
- HELLER, M.O.; et al – *Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing*. Journal of Biomechanics, 2001. 34: pp. 883-893.
- HUA, Z. K.; ZHANG J. H. – *A New Simulator for Bio-Tribological Study*. Journal of Bionic Engineering Suppl. 2008. pp. 143-147.
- HUSTON, Ronald L. – *Principles of biomechanics*. Florida: CRC Press, 2009.
- ISE, Kentaro; et al – *Clinical results of the wear performance of cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty*. The Journal of Arthroplasty, 2009. 24(8): pp. 1216-1220.
- ISO 14242-1: 2002 – *Implants for surgery – Wear of total hip-joint prostheses – Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test*, by Technical Committee ISO/TC 150, Implants for surgery, Subcommittee SC 4, Bone and joint replacements.
- ISO 14242-2: 2000 – *Implants for surgery – Wear of total hip-joint prostheses – Part 2: Methods of measurement*, by Technical Committee ISO/TC 150, Implants for surgery, Subcommittee SC 4, Bone and joint replacements.
- ISO 14242-3: 2009 – *Implants for surgery – Wear of total hip-joint prostheses – Part 3: Loading and displacement parameters for orbital bearing type wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test*, by Technical Committee ISO/TC 150, Implants for surgery, Subcommittee SC 4, Bone and joint replacements.
- ISO TR 9325: 1989 – *Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Recommendations for simulators for evaluation of hip joint prostheses*, by Technical Committee ISO/TC 150, Implants for surgery, Subcommittee SC 4, Bone and joint replacements.
- Jl, Wen-Ting; et al – *A three-dimensional parameterized and visually kinematic simulation module for the theoretical range of motion of total hip arthroplasty*. Clinical Biomechanics, 2010. 25: pp. 427-432.
- KNUDSON, Duane – *Fundamentals of biomechanics*. 2nd Ed. New York: Springer, 2007.

- KULKARNI, G. S. – *Text book of orthopedics and trauma*. Vol. 4. 2nd Ed. New Delhi: Jaypee, 2006.
- KURTZ, Steven M.; et al – *Mechanical properties, oxidation, and clinical performance of retrieved highly cross-linked crossfire liners after intermediate-term implantation*. The Journal of Arthroplasty, 2010. 25(4): pp. 614-623.e2.
- LIU, Xuanyong; et al – *Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications*. Materials Science and Engineering R, 2004. 49: pp. 49-121.
- MAHESHWARI, Aditya V.; et al – *Impingement of the Native Hip Joint*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2007. 89: pp. 2508-2518.
- MARQUES, A. T.; et al – *Comportamento de próteses de anca de baixa rigidez material: A interface osso-implante*. 1.º Encontro de Biomecânica. Abrantes, 2003
- NARAYAN, Roger – *Biomedical materials*. New York: Springer, 2009.
- PARK, Joon B.; BRONZINO Joseph D. – *Biomaterials: Principles and applications*. Florida: CRC Press, 2003.
- PARKER, Steve – *Anatomia e fisiologia do corpo humano*. Porto: Dorling Kindersley – Civilização Editores, Lda., 2007.
- PAUL, J. P. – *Forces transmitted by joints in the human body*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, 181 Part 3J, 1967. pp. 8-15.
- PETERSON, Donald R.; BRONZINO, Joseph D. – *Biomechanics: Principles and applications*. Florida: CRC Press, 2008.
- POWERS, Cara C.; et al – *Comparison of a second and a third-generation modular cup design: Is new improved?* The Journal of Arthroplasty, 2010. 25(4): pp. 514-521.
- PRAMANIK, Sumit; et al – *Chronology of total hip joint replacement and materials development*. Trends Biomater. Artif. Organs, 2005. 19(1): pp. 15-26.
- RATNER, Buddy D.; et al – *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine*. London: Elsevier Academic Press, 2004.
- RATNER, Buddy D.; et al – *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine*. California: Academic Press, 1996.
- REINISCH, Georg; et al – *Differences of the mechanical setup of hip simulators and their consequences on the outcome of hip wear testing*. Journal of ASTM International, 2006. 3(8): pp. 1-15.
- RODRÍGUEZ, Brendamari; et al – *Applications of engineering mechanics in medicine: Biomaterials for orthopedics*. Maiagüez: University of Puerto Rico, 2004.
- ROUALDES, Olivier; et al – *In vitro and in vivo evaluation of an alumina–zirconia composite for arthroplasty applications*. Biomaterials, 2010. 31: pp. 2043-2054.
- SAIKKO, Vesa – *A 12-Station anatomic hip joint simulator*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2005. 219(6): pp. 437-448.

- SAIKKO, Vesa – *Performance analysis of an orthopaedic biomaterial 100-station wear test system*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, 2010. 224(3): pp. 697-701.
- SAIKKO, Vesa; Ahlroos T. – Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2004. W51: p. 123.
- SAIKKO, Vesa; CALONIUS, Olof – *Analysis of polyethylene particles produced in different wear conditions in vitro*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2002. 399: pp. 219-230.
- SAIKKO, Vesa; CALONIUS, Olof – *Slide track analysis of the relative motion between femoral head and acetabular cup in walking and in hip simulators*. Journal of Biomechanics, 2002. 35: pp. 455-464.
- SAIKKO, Vesa; et al – *Effect of counterface roughness on the wear of conventional and crosslinked ultrahigh molecular weight polyethylene studied with a multi-directional motion pin-on-disk device*. Journal of Biomedical Materials Research, 2001. 57: pp. 506–512.
- SAIKKO, Vesa; et al – *Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon*. Biomaterials, 2001. 22: pp. 1507-1514.
- SANTOS, Ronaldo W. R. – *Manual de Operação: Máquina de ensaio de próteses femurais*. Porto: INEGI, 2009.
- SCHMIDIG, Gregg; et al – *The effects of acetabular shell deformation and liner thickness on frictional torque in ultrahigh-molecular-weight polyethylene acetabular bearings*. The Journal of Arthroplasty, 2010. 25(4): pp. 644-653.
- SOBRAL, João Miguel Antunes – *Simulador de desgaste da componente acetabular da prótese de anca*. Tese de Mestrado. Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, 2007.
- SOFUE, Muroto; ENDO, Naoto – *Treatment of osteoarthritic change in the hip: Joint preservation or joint replacement?* New York: Springer, 2007.
- SOTO, Jessica N. Albino; et al – *Applications of engineering mechanics in medicine: Biomaterials for orthopedics*. Maiagüez: University of Puerto Rico, 2005.
- STANSFIELD, B. W.; et al – *Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb*. 2003. 36: pp. 929-936.
- VIEIRA, A.; et al – *Caracterização à fadiga de próteses de anca compósitas*. Mecânica Experimental, 2008. 15: pp. 33-38.
- WANG, Qingliang; et al – *Study on biotribological behavior of the combined joint of CoCrMo and UHMWPE/BHA composite in a hip joint simulator*. Journal of Bionic Engineering, 2009. 6: pp. 378-386.
- WRIGHT, Timothy M.; GOODMAN, Stuart B. – *Implant wear in total joint replacement: Clinical and biologic issues, material and design considerations*. Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2001.
- YASZEMSKI, Michael J.; et al – *Biomaterials in orthopedics*. New York: Marcel Dekker, 2004.

YOSHIDA, H.; et al – *Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living*. Journal of Biomechanics, 2006. 39: pp. 1996-2004.

ZIPPEL, Hartmut; DIETRICH, Martin – *Bioceramics in joint arthroplasty: 8th BIOLOX[®] Symposium*. Germany: Steinkopff Verlag Darmstadt, 2003.

ZOLOTAREVOVA, E.; et al – *Distribution of polyethylene wear particles and bone fragments in periprosthetic tissue around total hip joint replacements*. Acta Biomaterialia, 2010. doi: 10.1016/j.actbio.2010.04.010.

Páginas da Internet com informação relevante relativamente ao tema desta dissertação:

http://edp.tkk.fi/en/research/tribology/research_projects/biotribology

<http://www.biomet.pt>

<http://www.cemup.up.pt>

<http://www.ear.efort.org>

<http://www.endolab.org>

<http://www.imeche.org>

<http://www.lamannafratelli.com>

<http://www.lima.it>

<http://www.medicalmultimedigroup.com>

<http://www.orthoload.com/main.php?act=database>

<http://www.orthoload.com/main.php?act=info&bid=36&showres=con>

<http://www.rpa.spot.pt>

<http://www.spot.pt>

<http://www.ticoeurope.com>

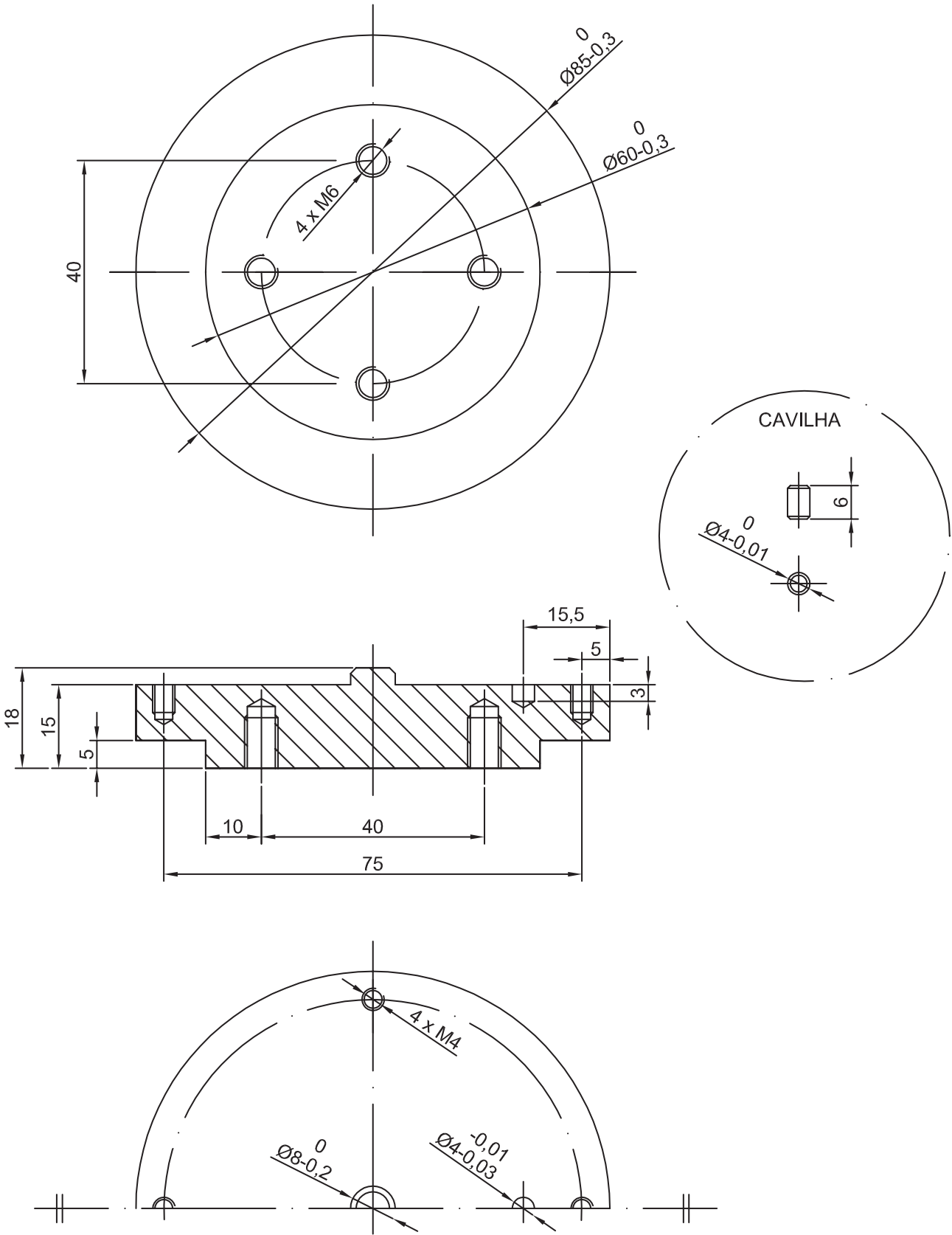
<http://www.univie.ac.at/cga/history/modern.html>

<http://www.visualdictionaryonline.com>

<http://www.wikipedia.org>

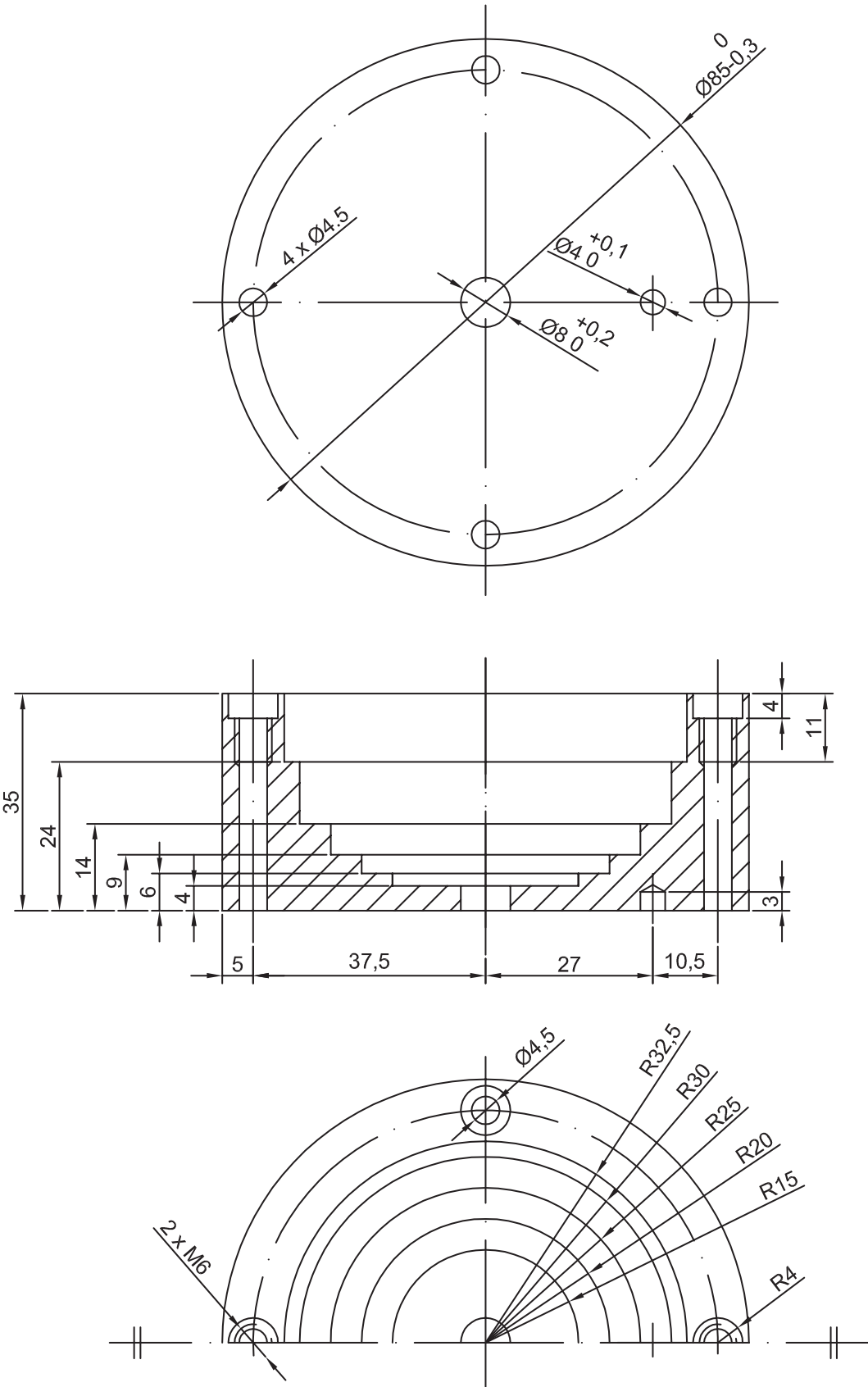
ANEXO A: Desenhos dos suportes de fixação dos componentes acetabulares

Ind.	Data	Alteração	Alterou	Aprovou



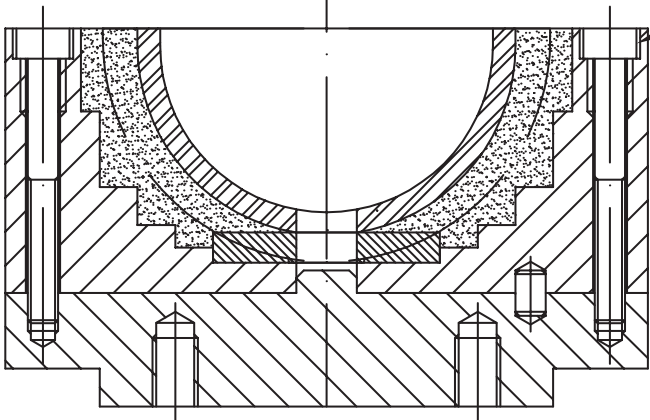
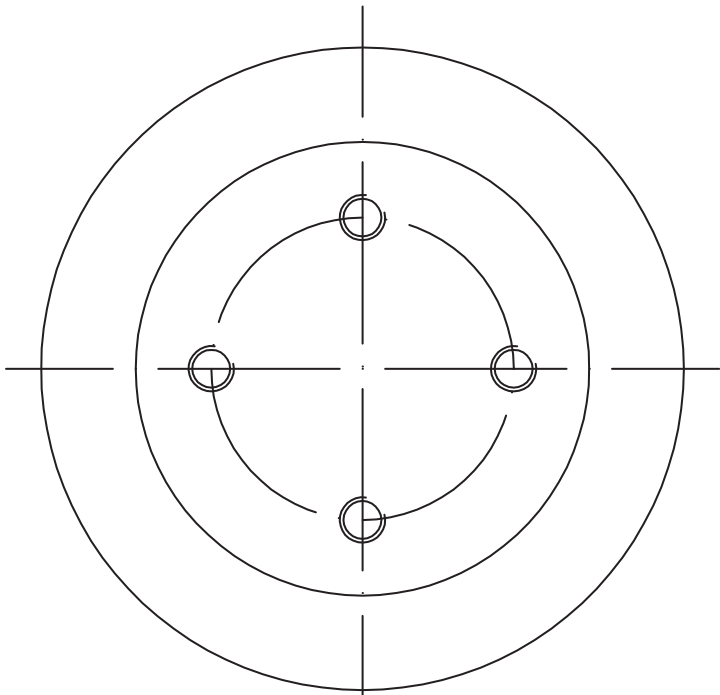
FEUP	DESENHOU:	29/01/10	LUÍS SOUSA	SUP_ACETABULAR_1								Fl.	
	APROVOU:											1/4	
	TOLERÂNCIA GERAL:		MASSA:										ESCALA
	ISO 2768 - mK				Substitui:								
					Subst. por:								
SIMULADOR DA ARTICULAÇÃO DA ANCA													1:1
Peça de fixação do suporte do componente acetabular													
													

Ind.	Data	Alteração	Alterou	Aprovou

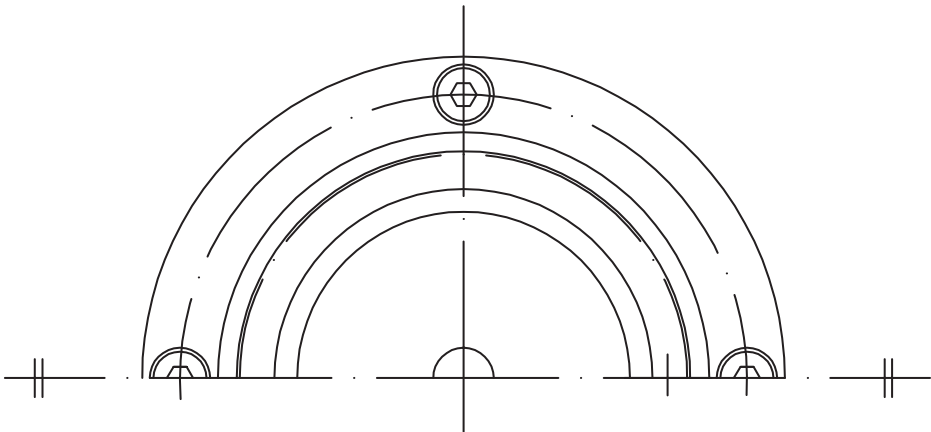


FEUP	DESENHOU:	29/01/10	LUÍS SOUSA	SUP_ACETABULAR_1										Fl.
	APROVOU:													2/4
	TOLERÂNCIA GERAL:		MASSA:										ESCALA	
	ISO 2768 - mK				Substitui:									
					Subst. por:									
SIMULADOR DA ARTICULAÇÃO DA ANCA														1:1
Suporte do componente acetabular														

Ind.	Data	Alteração	Alterou	Aprovou

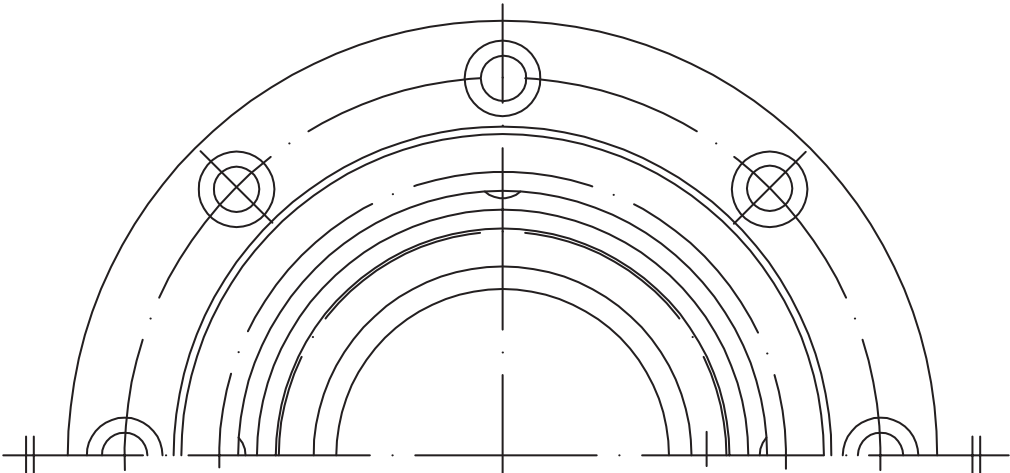
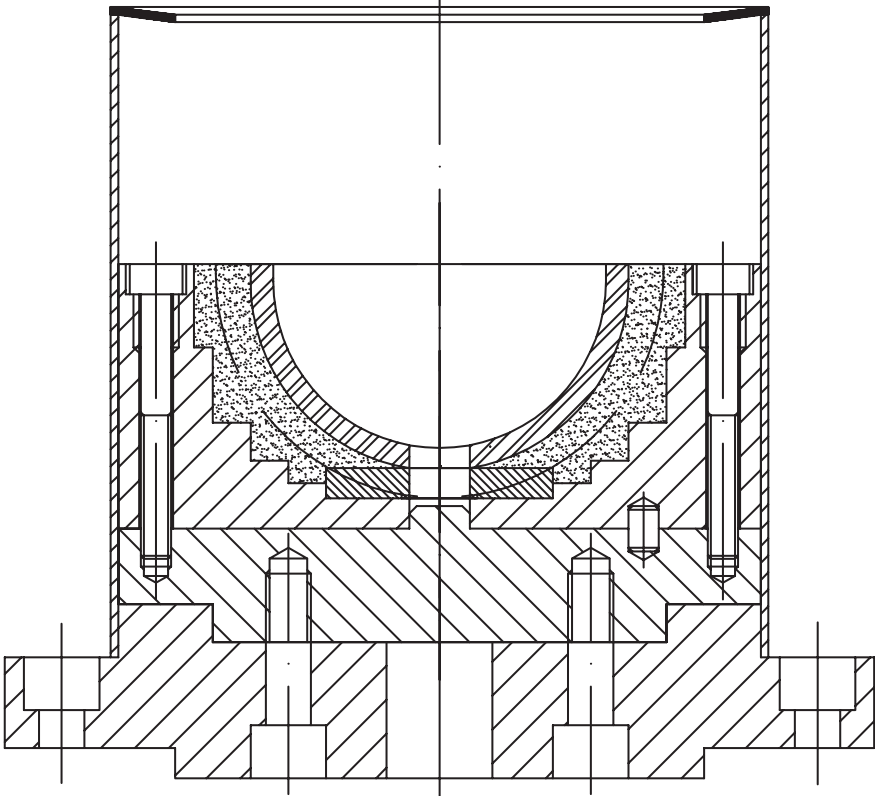
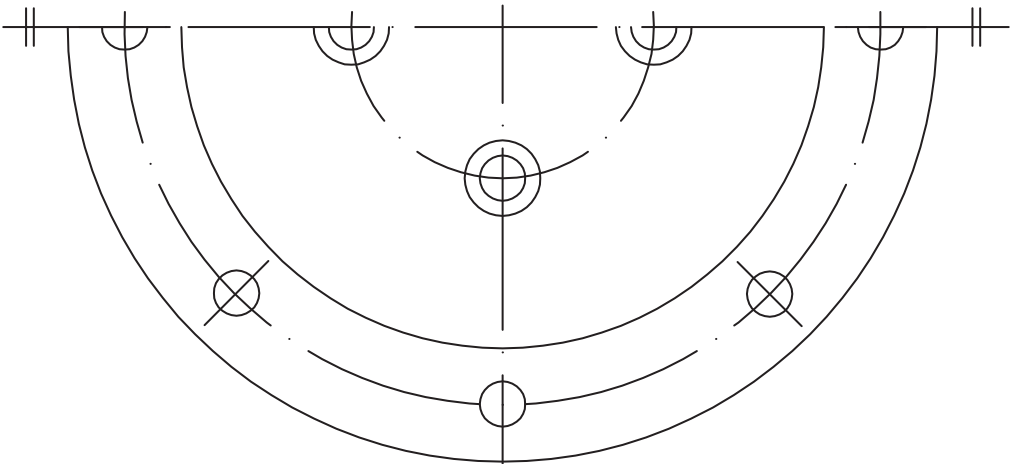


4 PARAFUSOS COM
SEXTAVADO INTERIOR M4x35
(Rosca parcial ou inteira)



FEUP	DESENHOU:	29/01/10	LUÍS SOUSA	SUP_ACETABULAR_1								Fl.	
	APROVOU:											3/4	
	TOLERÂNCIA GERAL: ISO 2768 - mK		MASSA:									ESCALA 1:1	
					Substitui:								
					Subst. por:								
SIMULADOR DA ARTICULAÇÃO DA ANCA Conjunto de fixação do componente acetabular													

Ind.	Data	Alteração	Alterou	Aprovou



FEUP	DESENHOU:	29/01/10	LUÍS SOUSA	SUP_ACETABULAR_1								Fl.	
	APROVOU:											4/4	
	TOLERÂNCIA GERAL: ISO 2768 - mK		MASSA:									ESCALA 1:1	
					Substitui:								
					Subst. por:								
SIMULADOR DA ARTICULAÇÃO DA ANCA													
Conjunto de fixação do componente acetabular / Suporte do simulador													

ANEXO B: Adesivo estrutural Araldite® AV 138 / HV 998



Structural Adhesives

Araldite® AV 138M with Hardener HV 998

Two component epoxy adhesive

Key properties

- Low out gassing / volatile loss
- Excellent chemical resistance
- Temperature resistant to 120°C
- Cures at temperatures down to 5°C
- Thixotropic, gap filling paste

Description

Araldite AV 138M with Hardener HV 998 is a two component, room temperature curing paste adhesive of high strength. When fully cured the adhesive will have excellent performance at elevated temperatures and has high chemical resistance. It is suitable for bonding a wide variety of metals, ceramics, glass, rubbers, rigid plastics and other materials, and is widely used in many industrial applications where resistance to aggressive or warm environments are required. The low out gassing makes this product suitable for specialist electronic telecommunication and aerospace applications.

Typical product data

Property	AV 138M	HV 998	Mixed adhesive
Colour (visual)	beige	grey	grey
Specific gravity	ca. 1.7	ca. 1.7	ca. 1.7
Viscosity (Pas)	thixotropic	thixotropic	thixotropic
Pot Life (100 gm at 25°C)	-	-	35 mins

Processing

Pretreatment

The strength and durability of a bonded joint are dependant on proper treatment of the surfaces to be bonded. At the very least, joint surfaces should be cleaned with a good degreasing agent such as acetone or other proprietary degreasing agents in order to remove all traces of oil, grease and dirt. Low grade alcohol, gasoline (petrol) or paint thinners should never be used. The strongest and most durable joints are obtained by either mechanically abrading or chemically etching ("pickling") the degreased surfaces. Abrading should be followed by a second degreasing treatment

Mix ratio	Parts by weight	Parts by volume
Araldite AV138M	100	100
Hardener HV 998	40	40

Resin and hardener should be blended until they form a homogeneous mix.

Application of adhesive

The resin/hardener mix is applied with a spatula, to the pretreated and dry joint surfaces. A layer of adhesive 0.05 to 0.10 mm thick will normally impart the greatest lap shear strength to the joint. The joint components should be assembled and clamped as soon as the adhesive has been applied. An even contact pressure throughout the joint area will ensure optimum cure.

Mechanical processing

Specialist firms have developed metering, mixing and spreading equipment that enables the bulk processing of adhesive. We will be pleased to advise customers on the choice of equipment for their particular needs.

Equipment maintenance

All tools should be cleaned with hot water and soap before adhesives residues have had time to cure. The removal of cured residues is a difficult and time-consuming operation.

If solvents such as acetone are used for cleaning, operatives should take the appropriate precautions and, in addition, avoid skin and eye contact.

Curing times

Temperature	°C	10	15	23	40	60	80	100
Cure time	hours	48	36	24	16	1	-	-
	minutes	-	-	-	-	-	15	10
LSS at 23°C	N/mm ²	10	11	13	14	15	16	18

LSS = Lap shear strength.

Typical cured properties

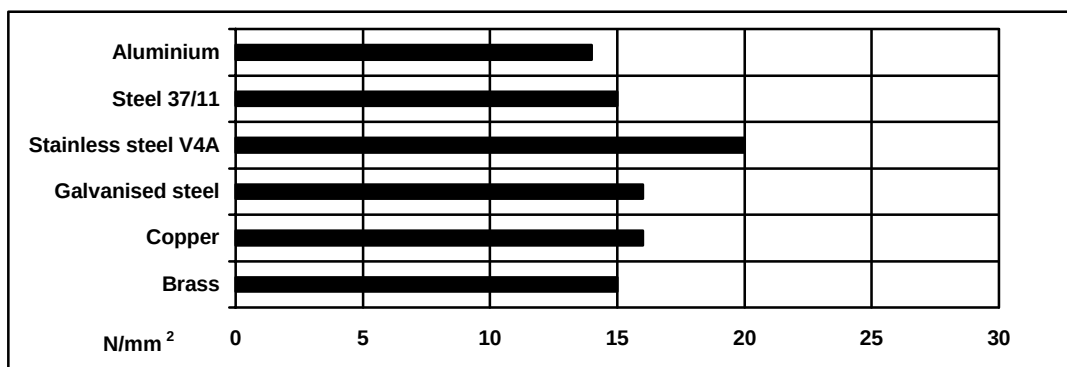
Unless otherwise stated, the figures given below were all determined by testing standard specimens made by lap-jointing 170 x 25 x 1.5 mm strips of aluminium alloy. The joint area was 12.5 x 25 mm in each case.

The figures were determined with typical production batches using standard testing methods. They are provided solely as technical information and do not constitute a product specification.

Average lap shear strengths of typical metal-to-metal joints (ISO 4587)

Cure: 16 hours at 40°C and tested at 23°C

Pretreatment - Sand blasting



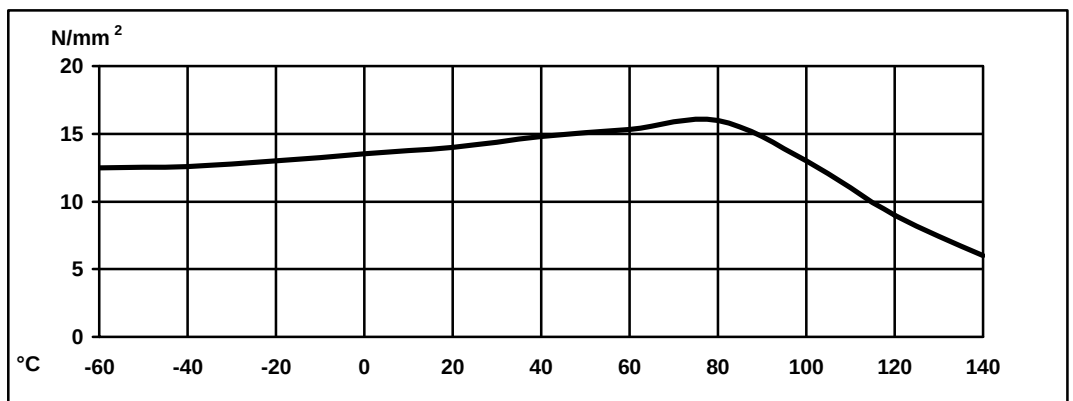
Shear modulus (DIN 53445)

Cure: 16 hours at 40°C

25°C - 3GPa
50°C - 2GPa
75°C - 0.4GPa
100°C - 0.1GPa
125°C - 3MPa
150°C - 2MPa

Lap shear strength versus temperature (ISO 4587) (typical average values)

Cure: 16 hours at 40°C



Roller peel test (ISO 4578)

Cure: 16 hours at 40°C

1.8 N/mm

Shore hardness

D84-86

Tensile strength

Cure: 16 hours at 40°C

43 MPa

Tensile modulus

4.7 GPa

Elongation at break

1.2%

Electrolytic corrosion (DIN 53489) - Cure: 16 hours at 40°C

Tested 4 days in 40°C/92% RH as specified in DIN 50015

Rated AN1

Coefficient of linear thermal expansion (VSM 77110)

Tested over range 18-93°C. Cure: 16 hours at 40°C

$67 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$

Volume resistivity (VSDE 0303) at 22°C

1.8×10^{17} ohm cm at 50 Hz

Electric strength (VSM 7710) at 22°C

45.8 kV (instantaneous value)

Fatigue test on simple lap joints (DIN 532852)

Cure: 16 hours at 40°C. Test frequency 90-130Hz

25% of static failing load

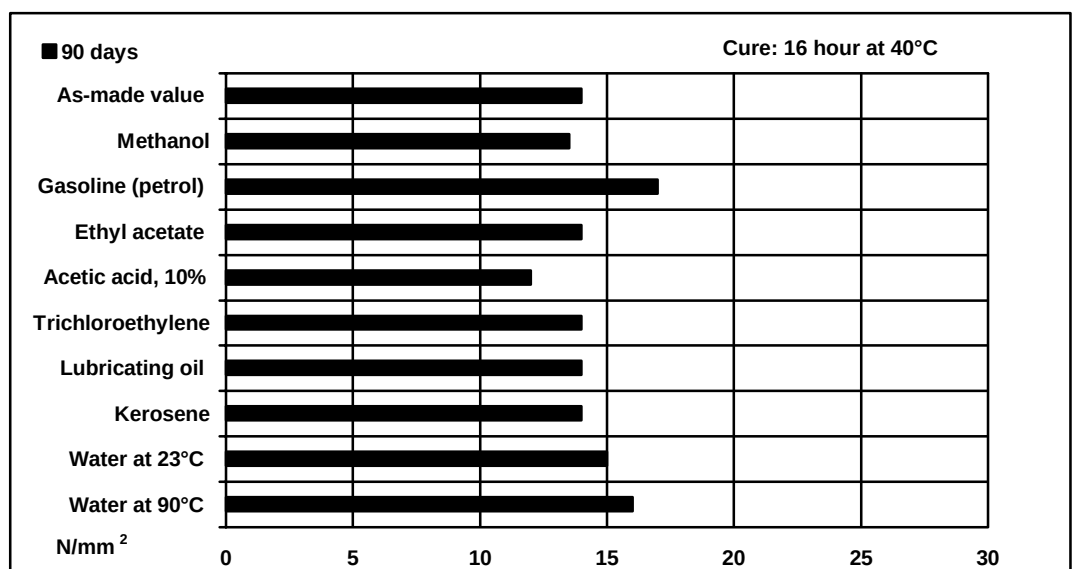
$>10^7$ cycles to failure

30% of static failing load

10^5 - 10^6 cycles to failure

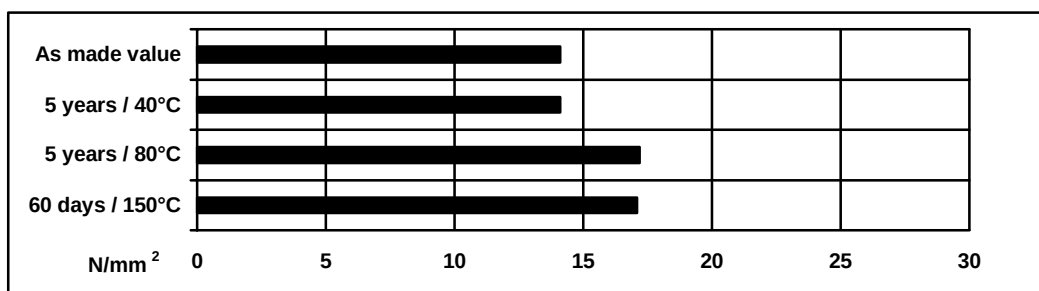
Lap shear strength versus immersion in various media (typical average values)

Unless otherwise stated, L.S.S. was determined after immersion for 90 days at 23°C



Lap shear strength versus heat ageing

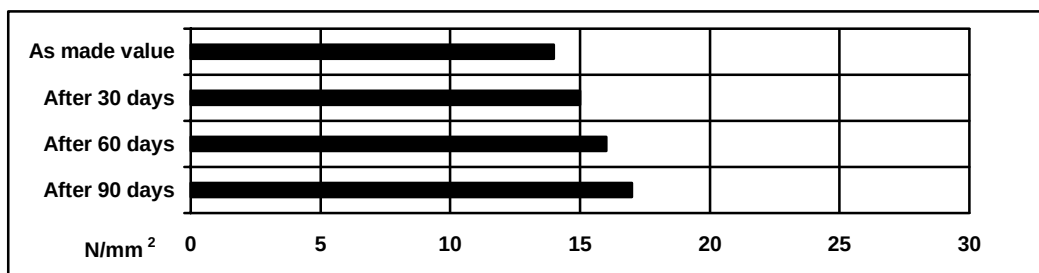
Cure: 16 hours at 40°C



Lap shear strength versus tropical weathering

(40/92, DIN 50015; typical average values)

Test at 23°C



Storage

Araldite AV 138M and hardener HV 998 may be stored for up to 6 years and 3 years respectively at room temperature provided that the components are stored in sealed containers. The expiry date is indicated on the label.

Handling precautions

Caution

Our products are generally quite harmless to handle provided that certain precautions normally taken when handling chemicals are observed. The uncured materials must not, for instance, be allowed to come into contact with foodstuffs or food utensils, and measures should be taken to prevent the uncured materials from coming in contact with the skin, since people with particularly sensitive skin may be affected. The wearing of impervious rubber or plastic gloves will normally be necessary; likewise the use of eye protection. The skin should be thoroughly cleansed at the end of each working period by washing with soap and warm water. The use of solvents is to be avoided. Disposable paper - not cloth towels - should be used to dry the skin. Adequate ventilation of the working area is recommended. These precautions are described in greater detail in the Material Safety Data sheets for the individual products and should be referred to for fuller information.

Huntsman Advanced Materials

All recommendations for the use of our products, whether given by us in writing, verbally, or to be implied from the results of tests carried out by us, are based on the current state of our knowledge. Notwithstanding any such recommendations the Buyer shall remain responsible for satisfying himself that the products as supplied by us are suitable for his intended process or purpose. Since we cannot control the application, use or processing of the products, we cannot accept responsibility therefor. The Buyer shall ensure that the intended use of the products will not infringe any third party's intellectual property rights. We warrant that our products are free from defects in accordance with and subject to our general conditions of supply.

Duxford, Cambridge
England CB2 4QA

Tel: +44 (0) 1223 832121
Fax: +44 (0) 1223 493322
www.araldite.com

© Huntsman Advanced Materials (Switzerland) GmbH

® Araldite is a registered trademark of Huntsman LLC or an affiliate thereof in one or more, but not all, countries

Ident-No: ARALDITE AV 138/HV 998

Version 6
Revision Date 05.09.2007

Print Date 11.09.2007

1. IDENTIFICATION OF THE SUBSTANCE/PREPARATION AND THE COMPANY/UNDERTAKING

Product information

Trade name : ARALDITE AV 138/HV 998

Use : 2-Component adhesive system

Company : Huntsman Advanced Materials (Europe)BVBA
Everslaan 45
3078 Everberg / Belgium

Telephone : +41619661599

Telefax : +41619661589

Emergency telephone : +41 61 966 40 00 (in France ORFILA : +33(0)145425959)
number

For further Product EHS related questions concerning this document or its contents, please contact:

E-Mail: global_product_ehs_admat@huntsman.com

2. COMPOSITION/INFORMATION ON INGREDIENTS

Chemical nature

Working pack (preparation)

3. HAZARDS IDENTIFICATION

Refer to SDS for individual components of the pack.

4. FIRST AID MEASURES

General advice : Refer to SDS for individual components of the pack.

5. FIRE-FIGHTING MEASURES

Further information : Refer to SDS for individual components of the pack.

6. ACCIDENTAL RELEASE MEASURES

Additional advice : Refer to SDS for individual components of the pack.

Ident-No: ARALDITE AV 138/HV 998

Version 6
Revision Date 05.09.2007

Print Date 11.09.2007

7. HANDLING AND STORAGE

Storage

Further information on storage conditions : Keep at temperatures between 2 and 40°C.
Storage hazard class : Storage class 10, Environmentally hazardous liquids
Huntsman Advanced Materials

8. EXPOSURE CONTROLS / PERSONAL PROTECTION

Components with workplace control parameters

Components	CAS-No.	Control parameters	Update	Basis
------------	---------	--------------------	--------	-------

Personal protective equipment

Protective measures : Refer to SDS for individual components of the pack.

9. PHYSICAL AND CHEMICAL PROPERTIES

Form : paste
Flash point : > 110 °C
Method: DIN 51758 (Pensky-Martens Closed Cup)
Density : 1.7 g/cm³
at 25 °C
Miscibility with water : immiscible
at 20 °C

10. STABILITY AND REACTIVITY

Hazardous decomposition products : Refer to SDS for individual components of the pack.

11. TOXICOLOGICAL INFORMATION

Acute toxicity (other route) : Remarks: Refer to SDS for individual components of the pack.

12. ECOLOGICAL INFORMATION

Ecotoxicity effects

Ident-No: ARALDITE AV 138/HV 998

Version 6
Revision Date 05.09.2007

Print Date 11.09.2007

Further information on ecology

13. DISPOSAL CONSIDERATIONS

Product : Waste Key Number: 070208
Must be incinerated, when in compliance with local regulations.

Contaminated packaging : Waste Key Number: 305055

Product : Must be incinerated, when in compliance with local regulations.

Container : Empty containers can be landfilled after cleaning, when in compliance with the Environmental Protection (Duty of Care) Regulations 1991.

14. TRANSPORT INFORMATION

Land transport

ADR:

UN-No: 3082
Class: 9
Classification code: M6
Packaging group: III
Risk No.: 90
ADR/RID-Labels: 9
Proper shipping name: ENVIRONMENTALLY HAZARDOUS SUBSTANCE, LIQUID, N.O.S.
contains: BISPHENOL A EPOXY RESIN

RID:

UN-No: 3082
Class: 9
Packaging group: III
Risk No.: 90
ADR/RID-Labels: 9
Proper shipping name: ENVIRONMENTALLY HAZARDOUS SUBSTANCE, LIQUID, N.O.S.
contains: BISPHENOL A EPOXY RESIN

Sea transport

IMDG:

UN-No: 3082
Class: 9
Packaging group: III
ADR/RID-Labels: 9
MFAG:
EmS: F-A S-F
Proper shipping name: ENVIRONMENTALLY HAZARDOUS SUBSTANCE, LIQUID, N.O.S.

Ident-No: ARALDITE AV 138/HV 998

Version 6
Revision Date 05.09.2007

Print Date 11.09.2007

contains: (BISPHENOL A EPOXY RESIN)

Air transport

IATA-DGR:

UN/ID No.:	UN 3082
Class:	9
Packaging group:	III
Packing instruction (cargo aircraft):	914
Max. Qty/Pack.: (999.00 = No limit)	450.00 L
Packing instruction (passenger aircraft):	914
Max. Qty/Pack.: (999.00 = No limit)	450.00 L
ADR/RID-Labels:	9
Proper shipping name:	ENVIRONMENTALLY HAZARDOUS SUBSTANCE, LIQUID, N.O.S.
contains:	(BISPHENOL A EPOXY RESIN)

15. REGULATORY INFORMATION

Labelling according to EEC Directive

Labelling required

Symbol(s):	: Xi N	Irritant Dangerous for the environment
R-phrase(s)	: R36/38 R43 R51/53	Irritating to eyes and skin. May cause sensitization by skin contact. Toxic to aquatic organisms, may cause long-term adverse effects in the aquatic environment.
S-phrase(s)	: S28 S37/39 S61	After contact with skin, wash immediately with plenty of water. Wear suitable gloves and eye/face protection. Avoid release to the environment. Refer to special instructions/safety data sheets.
Exceptional labelling of special preparations	: Contains epoxy constituents. See information supplied by the manufacturer.	
Hazardous components which must be listed on the label	: reaction product: bisphenol A-(epichlorhydrin); epoxy resin (number average molecular weight < 700) N(3-dimethylaminopropyl)-1,3-propylenediamine EC-No.: 234-148-4	

Ident-No: ARALDITE AV 138/HV 998

Version 6
Revision Date 05.09.2007

Print Date 11.09.2007

National legislation

Water contaminating class : 2 water endangering
Classified according to annex 4 of the German VwVwS for
preparations.

Notification status

16. OTHER INFORMATION

All information is based on results gained from experience and tests and is believed to be accurate but is given without acceptance of liability for loss or damage attributable to reliance thereon as conditions of use lie outside our control. Users should always carry out sufficient tests to establish the suitability of any products for their intended applications. No statements shall be incorporated in any contract unless expressly agreed in writing nor construed as recommending the use of any product in conflict of any patent. All goods are supplied subject to Huntsman Advanced Materials General Conditions of Sale.

ANEXO C: Micrografias iniciais das amostras

Micrografias iniciais das amostras

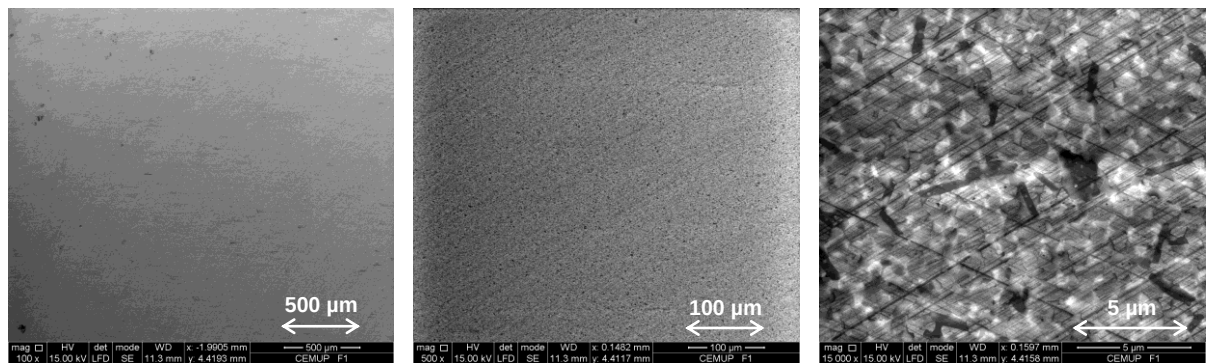


Figura C1 – Imagens das superfícies do componente femural F1, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

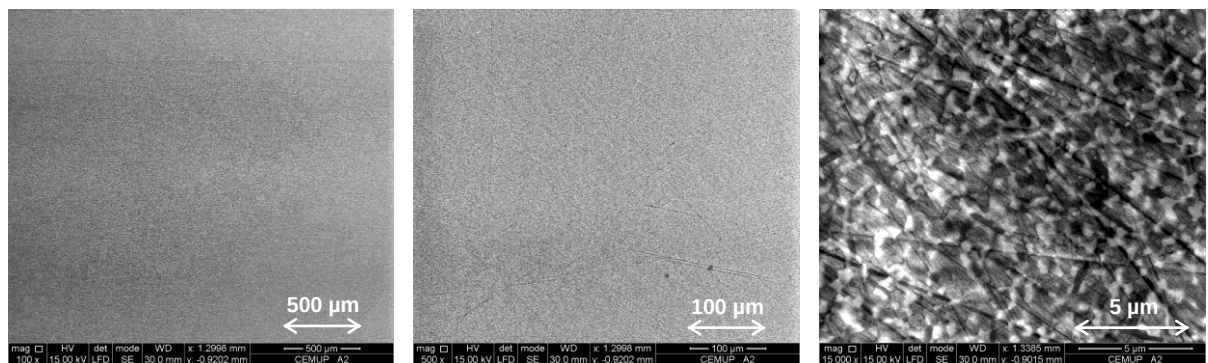


Figura C2 – Imagens das superfícies do componente acetabular A2, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

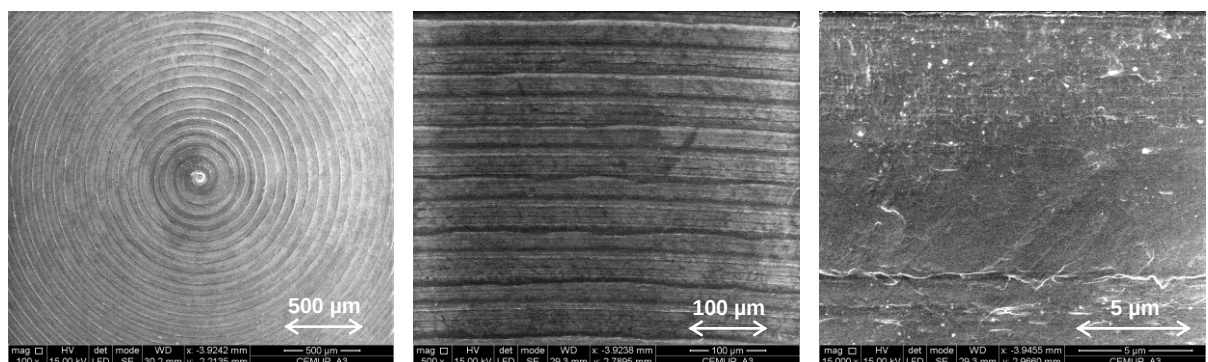


Figura C3 – Imagens das superfícies do componente acetabular A3, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

Micrografias iniciais das amostras

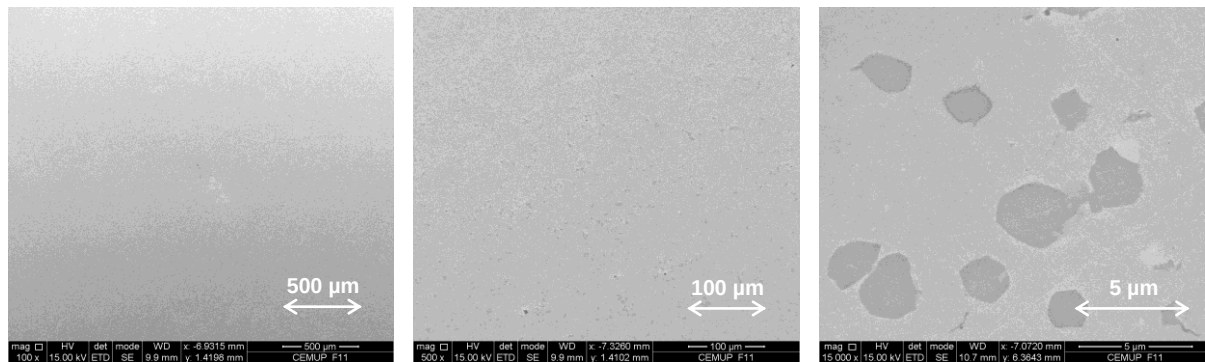


Figura C4 – Imagens das superfícies do componente acetabular F11, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

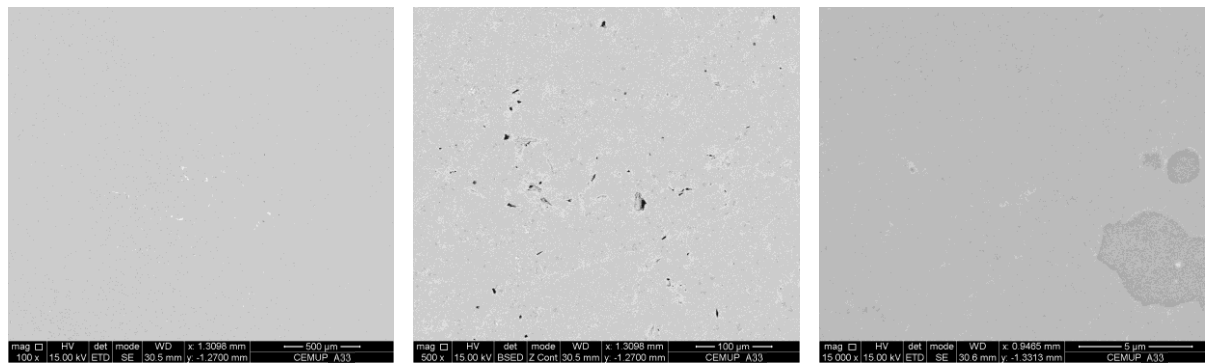


Figura C5 – Imagens das superfícies do componente acetabular A33, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

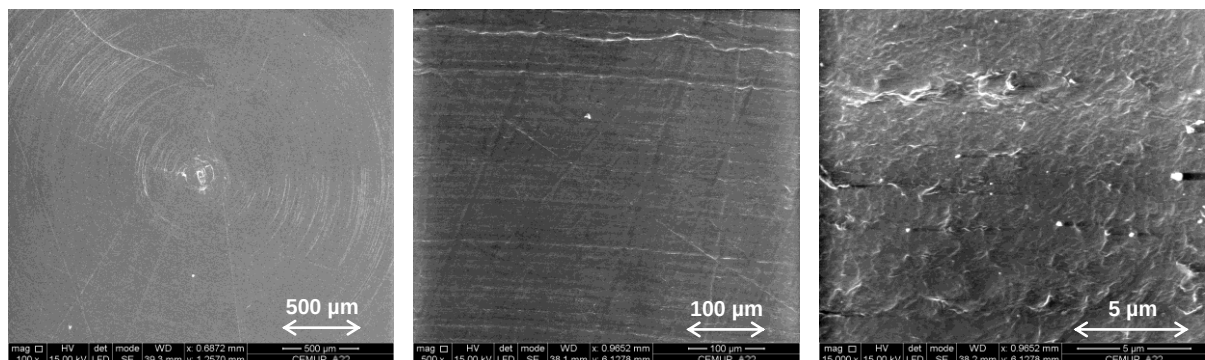


Figura C6 – Imagens das superfícies do componente acetabular A22, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

ANEXO D: Registos das medições gravimétricas

REGISTO DE PESAGENS

GRUPO / PERÍODO:		INICIAL											
DATA:		09-04-2010		←		←		02-05-2010		- Balança Mettler H31AR			
- Balança Mettler Toledo PR1203													
AMOSTRA	REFERÊNCIA	PESAGEM 1	PESAGEM 2	VARIAÇÃO	PESAGEM 3	VARIAÇÃO	PESAGEM 4	VARIAÇÃO	PESAGEM 5	VARIAÇÃO	FINAL		
F1	09/683216	58,5760	58,5760	0,0000	58,5760	0,0000	58,5765				58,5765		
F2	08/159370	58,5190	58,5180	-0,0010	58,5180	0,0000	58,5181				58,5181		
F3	08/159377	58,4420	58,4430	0,0010	58,4420	-0,0010	58,4418				58,4418		
F4	09/616909	58,4250	58,4230	-0,0020	58,4230	0,0000	58,4231				58,4231		
F11	21	156,8720	156,8720	0,0000	156,8720	0,0000	156,8719				156,8719		
F22	22	156,9050	156,9060	0,0010	156,9050	-0,0010	156,9054				156,9054		
F33	23	157,2260	157,2260	0,0000	157,2260	0,0000	157,2262				157,2262		
F44	24	157,0240	157,0230	-0,0010	157,0230	0,0000	157,0233				157,0233		
A1	1601528	31,8030	31,8030	0,0000	31,8030	0,0000	10,9541				10,9541		
A2	09/502903	32,1650	32,1640	-0,0010	32,1650	0,0010	32,1652				32,1652		
A3	1601527	10,9750	10,9740	-0,0010	10,9730	-0,0010	10,9734				10,9734		
A4	08/547864	10,9550	10,9550	0,0000	10,9540	-0,0010	31,8027				31,8027		
A11		15,1940	15,1940	0,0000	15,1930	-0,0010	19,3000				19,3000		
A22	[s/ marca]	14,9610	14,9610	0,0000	14,9600	-0,0010	19,4313				19,4313		
A33	26	79,5480	79,5460	-0,0020	79,5460	0,0000	79,5457				79,5457		
A44	27	80,8070	80,8070	0,0000	80,8070	0,0000	80,8073				80,8073		
AC1	1672853	15,1390	15,1380	-0,0010	15,1380	0,0000	11,0315				11,0315		
AC2	.	19,4750	19,4750	0,0000	19,4740	-0,0010	19,4750				19,4750		

GRUPO / PERÍODO:		GII / P1													
DATA:		18-05-2010		21-05-2010											
AMOSTRA	REFERÊNCIA	PESAGEM 1	PESAGEM 2	VARIAÇÃO	PESAGEM 3	VARIAÇÃO	PESAGEM 4	VARIAÇÃO	PESAGEM 5	VARIAÇÃO	MÉDIA				
F1	09/683216			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000		0,0000			
F2	08/159370			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000		0,0000			
F3	08/159377			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000		0,0000			
F4	09/616909			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000		0,0000			
F11	21	156,8710	156,8710	0,0000	156,8710	0,0000	156,8710	0,0000		-156,8710	156,8710				
F22	22	156,9047	156,9047	0,0000	156,9047	0,0000	156,9046	-0,0001		-156,9046	156,9047				
F33	23	157,2230	157,2230	0,0000	157,2229	-0,0001	157,2228	-0,0001		-157,2228	157,2229				
F44	24	157,0208	157,0208	0,0000	157,0208	0,0000	157,0208	0,0000		-157,0208	157,0208				
A1	1601528			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A2	09/502903			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A3	1601527			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A4	08/547864			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A11		19,2983	19,2982	-0,0001	19,2981	-0,0001	19,2982	0,0001		-19,2982	19,2982			19,2982	
A22	[s/ marca]	19,4035	19,4035	0,0000	19,4035	0,0000	19,4036	0,0001		-19,4036	19,4035			19,4035	
A33	26	79,5425	79,5424	-0,0001	79,5425	0,0001	79,5424	-0,0001		-79,5424	79,5425			79,5425	
A44	27	80,8060	80,8059	-0,0001	80,8059	0,0000	80,8059	0,0000		-80,8059	80,8059			80,8059	
AC1	1672853	19,4750	19,4750	0,0000		-19,4750		0,0000		0,0000	19,4750			19,4750	
AC2	.			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					

REGISTO DE PESAGENS

GRUPO / PERÍODO:		GI / P2															
DATA:		06-06-2010															

AMOSTRA	REFERÊNCIA	PESAGEM 1	PESAGEM 2	VARIAÇÃO	PESAGEM 3	VARIAÇÃO	PESAGEM 4	VARIAÇÃO	PESAGEM 5	VARIAÇÃO	MÉDIA
F1	09/683216	58,5761	58,5762	0,0001	58,5761	-0,0001		-58,5761		0,0000	58,5761
F2	08/159370	58,5177	58,5181	0,0004	58,5180	-0,0001	58,5181	0,0001		-58,5181	58,5180
F3	08/159377	58,4415	58,4416	0,0001	58,4416	0,0000		-58,4416		0,0000	58,4416
F4	09/616909	58,4231	58,4233	0,0002	58,4233	0,0000	58,4233	0,0000		-58,4233	58,4233
F11	21			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
F22	22			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
F33	23			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
F44	24			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A1	1601528	10,9515	10,9517	0,0002	10,9520	0,0003	10,9521	0,0001	10,9520	-0,0001	10,9519
A2	09/502903	32,1646	32,1651	0,0005	32,1649	-0,0002	32,1649	0,0000	32,1649	0,0000	32,1649
A3	1601527	10,9706	10,9705	-0,0001	10,9706	0,0001		-10,9706		0,0000	10,9706
A4	08/547864	31,8021	31,8022	0,0001	31,8022	0,0000		-31,8022		0,0000	31,8022
A11				0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A22	[s/ marca]			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A33	26			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A44	27			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
AC1	1672853	11,0318	11,0321	0,0003	11,0319	-0,0002	11,0319	0,0000	11,0319	0,0000	11,0319
AC2	.			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	

REGISTO DE PESAGENS

GRUPO / PERÍODO:		GII / P2													
DATA:		15-06-2010													
AMOSTRA	REFERÊNCIA	PESAGEM 1	PESAGEM 2	VARIAÇÃO	PESAGEM 3	VARIAÇÃO	PESAGEM 4	VARIAÇÃO	PESAGEM 5	VARIAÇÃO	MÉDIA				
F1	09/683216			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
F2	08/159370			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
F3	08/159377			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
F4	09/616909			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
F11	21	156,8701	156,8702	0,0001	156,8701	-0,0001		-156,8701		0,0000	156,8701				
F22	22	156,9033	156,9034	0,0001	156,9034	0,0000		-156,9034		0,0000	156,9034				
F33	23	157,2224	157,2225	0,0001	157,2224	-0,0001		-157,2224		0,0000	157,2224				
F44	24	157,0197	157,0200	0,0003	157,0197	-0,0003	157,0196	-0,0001	157,0196	0,0000	157,0197				
A1	1601528			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A2	09/502903			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A3	1601527			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A4	08/547864			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
A11		19,2954	19,2956	0,0002	19,2955	-0,0001		-19,2955		0,0000	19,2955				
A22	[s/ marca]	19,4022	19,4022	0,0000	19,4022	0,0000		-19,4022		0,0000	19,4022				
A33	26	79,5418	79,5419	0,0001	79,5418	-0,0001		-79,5418		0,0000	79,5418				
A44	27	80,8043	80,8046	0,0003	80,8043	-0,0003	80,8044	0,0001	80,8044	0,0000	80,8044				
AC1	1672853			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000					
AC2	.	19,4750	19,4749	-0,0001		-19,4749		0,0000		0,0000	19,4750				

REGISTO DE PESAGENS

GRUPO / PERÍODO:		GI / P3															
DATA:		28-06-2010				30-06-2010											
AMOSTRA	REFERÊNCIA	PESAGEM 1	PESAGEM 2	VARIAÇÃO	PESAGEM 3	VARIAÇÃO	PESAGEM 4	VARIAÇÃO	PESAGEM 5	VARIAÇÃO	MÉDIA						
F1	09/683216	58,5762	58,5762	0,0000	58,5762	0,0000	58,5762	0,0000		-58,5762	58,5762						
F2	08/159370	58,5181	58,5180	-0,0001	58,5180	0,0000	58,5180	0,0000		-58,5180	58,5180						
F3	08/159377	58,4419	58,4419	0,0000	58,4419	0,0000	58,4418	-0,0001		-58,4418	58,4419						
F4	09/616909	58,4233	58,4232	-0,0001	58,4232	0,0000	58,4232	0,0000		-58,4232	58,4232						
F11	21			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
F22	22			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
F33	23			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
F44	24			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
A1	1601528	10,9575	10,9575	0,0000	10,9568	-0,0007	10,9567	-0,0001		-10,9567	10,9568						
A2	09/502903	32,1648	32,1645	-0,0003	32,1645	0,0000	32,1644	-0,0001	32,1644	0,0000	32,1645						
A3	1601527	10,9698	10,9697	-0,0001	10,9696	-0,0001	10,9696	0,0000		-10,9696	10,9696						
A4	08/547864	31,8030	31,8023	-0,0007	31,8024	0,0001	31,8027	0,0003	31,8026	-0,0001	31,8026						
A11				0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
A22	[s/ marca]			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
A33	26			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
A44	27			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							
AC1	1672853	11,0327	11,0325	-0,0002	11,0325	0,0000	11,0322	-0,0003	11,0322	0,0000	11,0322						
AC2	.			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000							

REGISTO DE PESAGENS

GRUPO / PERÍODO:		GII / P3									
DATA:		10-07-2010									
AMOSTRA	REFERÊNCIA	PESAGEM 1	PESAGEM 2	VARIAÇÃO	PESAGEM 3	VARIAÇÃO	PESAGEM 4	VARIAÇÃO	PESAGEM 5	VARIAÇÃO	MÉDIA
F1	09/683216			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
F2	08/159370			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
F3	08/159377			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
F4	09/616909			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
F11	21	156,8701	156,8701	0,0000		-156,8701		0,0000		0,0000	156,8701
F22	22	156,9032	156,9031	-0,0001		-156,9031		0,0000		0,0000	156,9032
F33	23	157,2224	157,2224	0,0000		-157,2224		0,0000		0,0000	157,2224
F44	24	157,0177	157,0178	0,0001		-157,0178		0,0000		0,0000	157,0178
A1	1601528			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A2	09/502903			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A3	1601527			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A4	08/547864			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
A11		19,2962	19,2959	-0,0003	19,2959	0,0000		-19,2959		0,0000	19,2959
A22	[s/ marca]	19,4020	19,4021	0,0001		-19,4021		0,0000		0,0000	19,4021
A33	26	79,5418	79,5418	0,0000		-79,5418		0,0000		0,0000	79,5418
A44	27	80,8027	80,8024	-0,0003	80,8024	0,0000		-80,8024		0,0000	80,8024
AC1	1672853			0,0000		0,0000		0,0000		0,0000	
AC2	.	19,4750	19,4750	0,0000		-19,4750		0,0000		0,0000	19,4750

ANEXO E: Micrografias das amostras após $1,5 \times 10^6$ ciclos

Micrografias das amostras após $1,5 \times 10^6$ ciclos

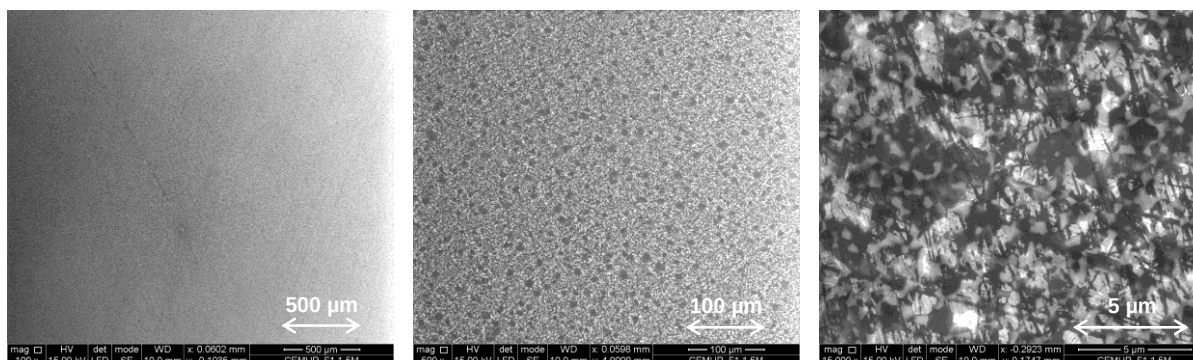


Figura E1 – Imagens das superfícies do componente femural F1, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

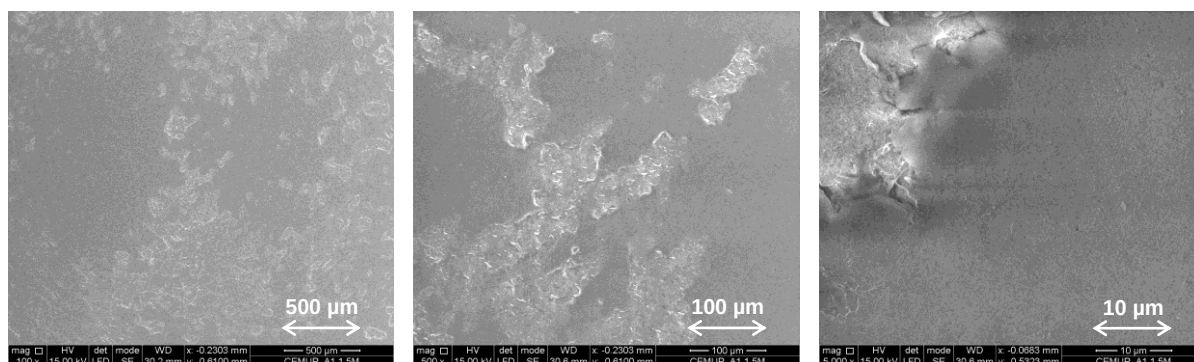


Figura E2 – Imagens das superfícies do componente acetabular A1, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 5000x)

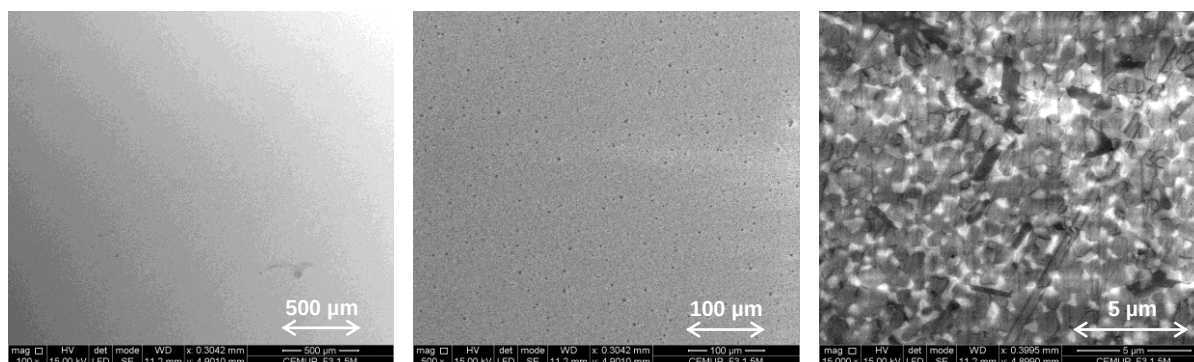


Figura E3 – Imagens das superfícies do componente acetabular F3, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

Micrografias das amostras após $1,5 \times 10^6$ ciclos

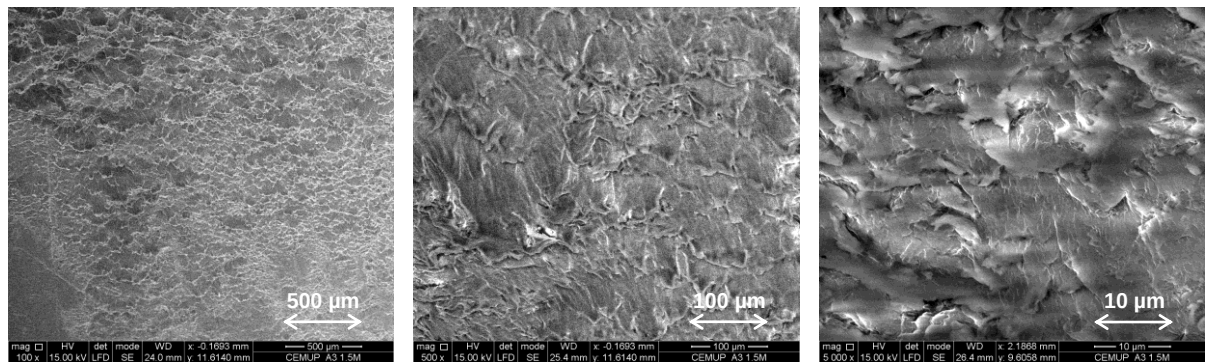


Figura E4 – Imagens das superfícies do componente acetabular A3, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 5000x)

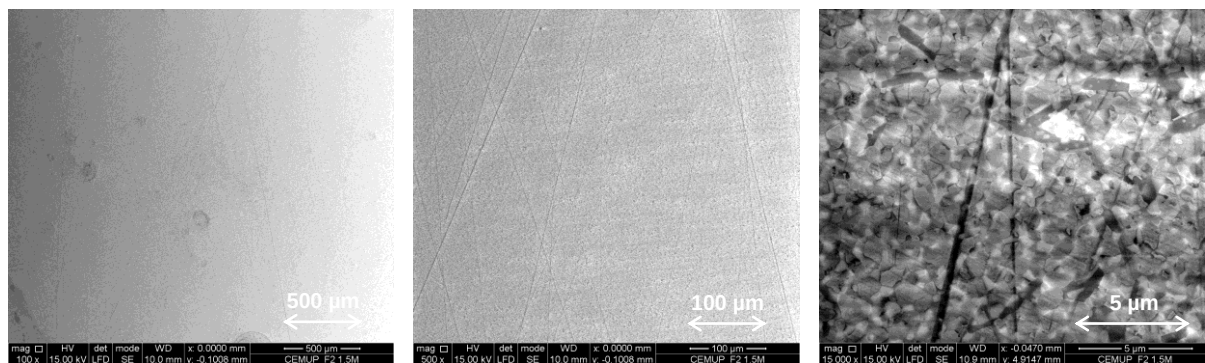


Figura E5 – Imagens das superfícies do componente acetabular F2, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

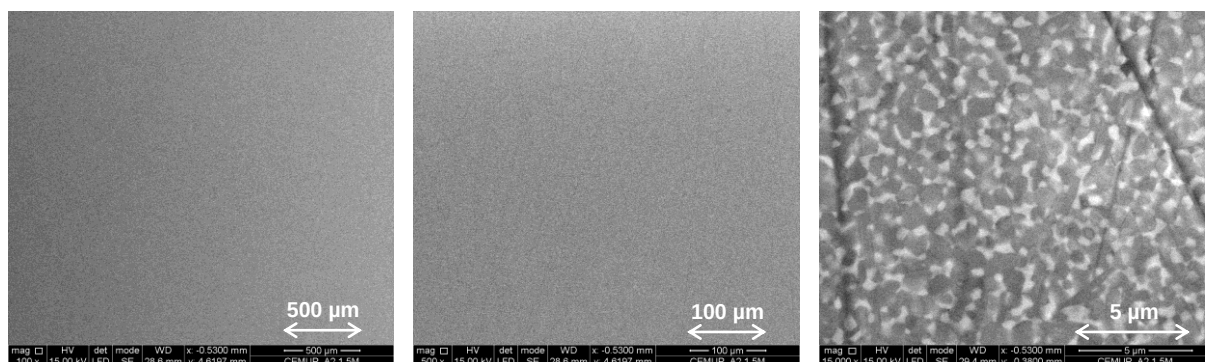


Figura E6 – Imagens das superfícies do componente acetabular A2, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

Micrografias das amostras após $1,5 \times 10^6$ ciclos

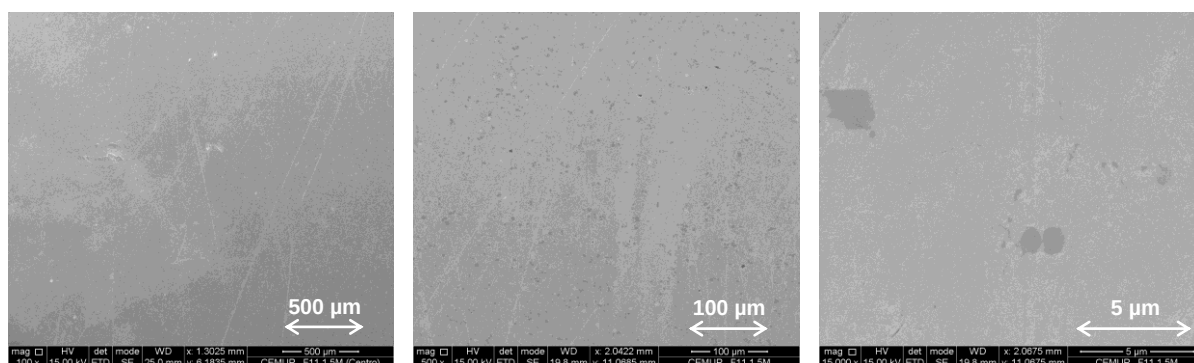


Figura E7 – Imagens das superfícies do componente acetabular F11, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

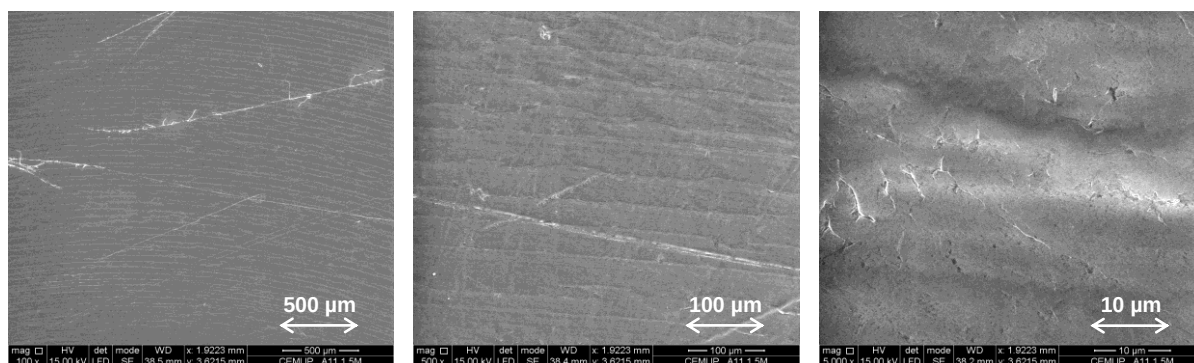


Figura E8 – Imagens das superfícies do componente acetabular A11, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 5000x)

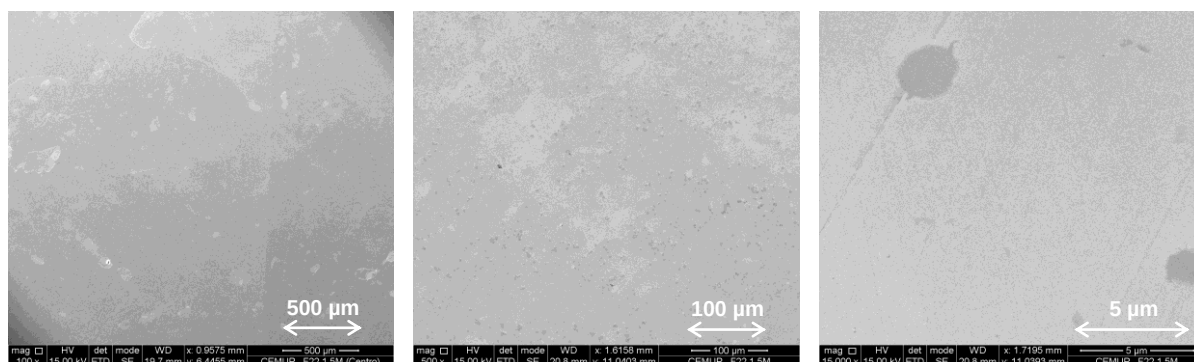


Figura E9 – Imagens das superfícies do componente acetabular F22, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

Micrografias das amostras após $1,5 \times 10^6$ ciclos

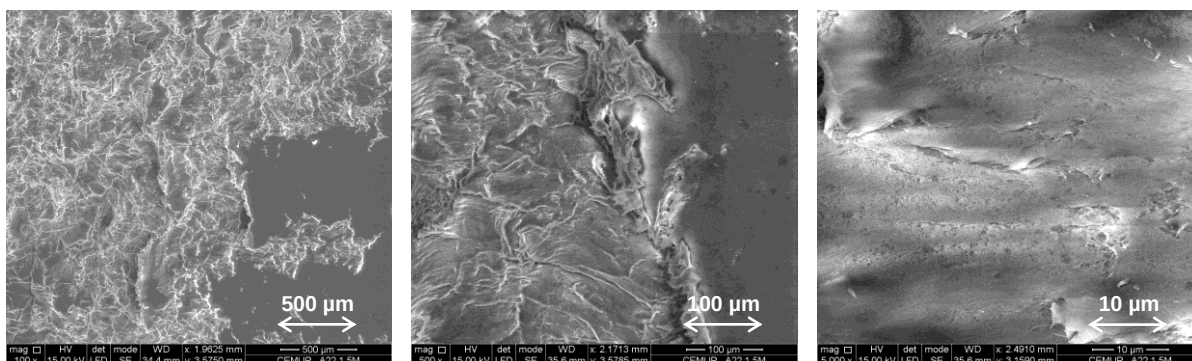


Figura E10 – Imagens das superfícies do componente acetabular A22, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 5000x)

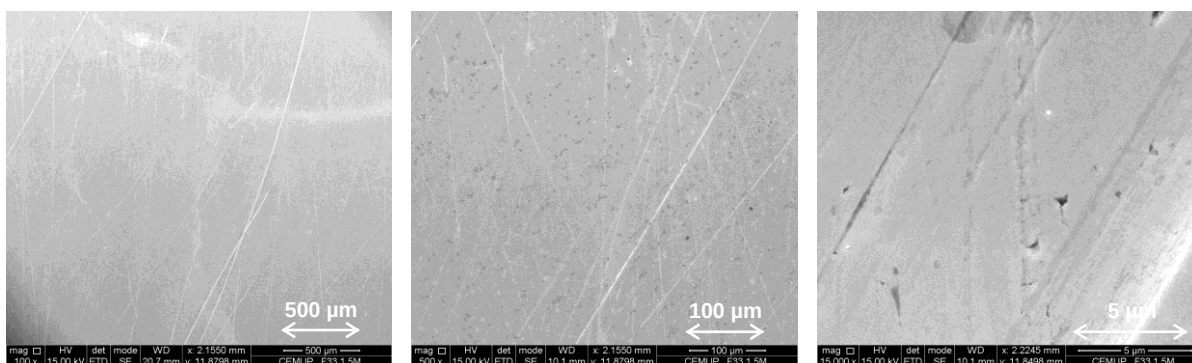


Figura E11 – Imagens das superfícies do componente acetabular F33, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

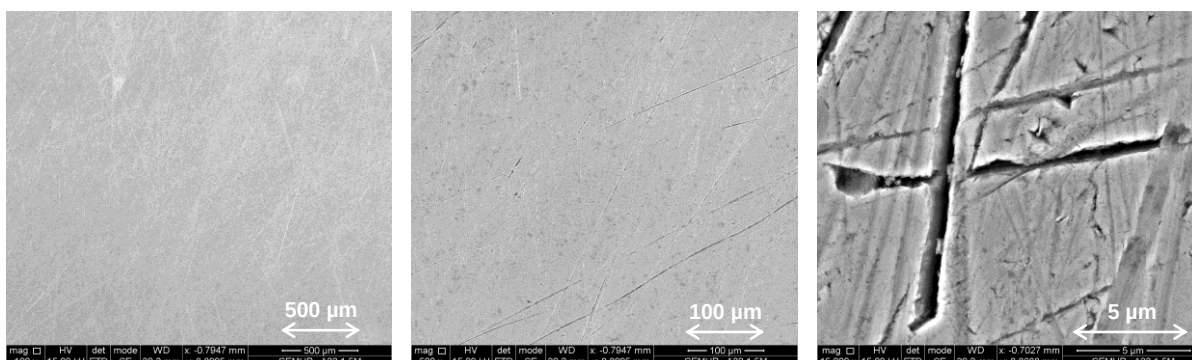


Figura E12 – Imagens das superfícies do componente acetabular A33, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

Micrografias das amostras após $1,5 \times 10^6$ ciclos

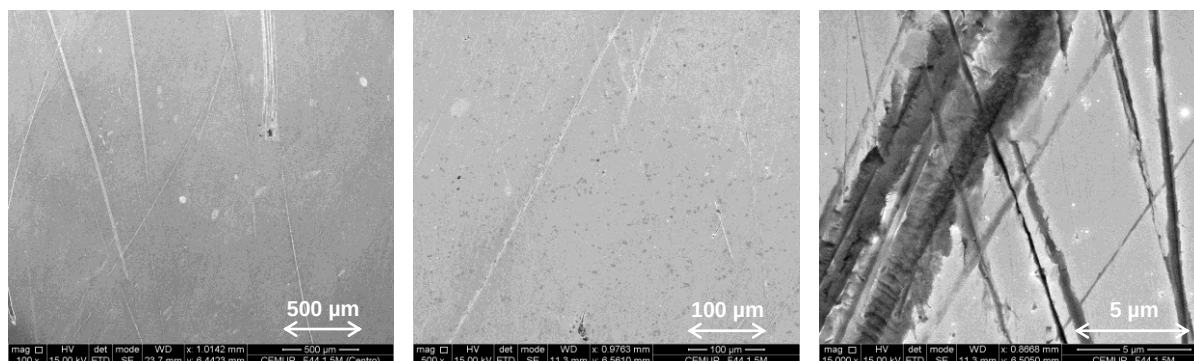


Figura E13 – Imagens das superfícies do componente acetabular F44, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)

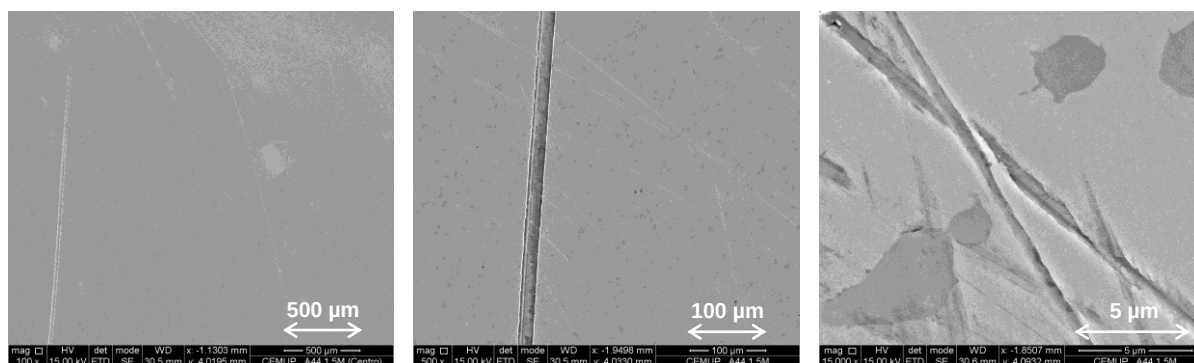


Figura E14 – Imagens das superfícies do componente acetabular A44, obtidas por microscopia electrónica de varrimento (ampliações 100x, 500x, 15000x)