



**FÁBIO MANUEL
PEREIRA DAMAS**

**ESTUDO BIOMECÂNICO DA ARTROPLASTIA
ACETABULAR**



**FÁBIO MANUEL
PEREIRA DAMAS**

**ESTUDO BIOMECÂNICO DA ARTROPLASTIA
ACETABULAR**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e Doutor Fernando Manuel Pereira Fonseca, Professor Auxiliar Convidado da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

O autor agradece o apoio financeiro ao projeto POCI-01-0145-FEDER-016574 do programa COMPETE-FEDER e ao projeto PTDC / EMS-TEC / 3263/2014 da Fundação para a Ciência e Tecnologia I.P. (FCT, IP).

Dedico este trabalho aos meus pais e irmã pelo incansável apoio.

O júri / The jury

Presidente / President

Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Professor Auxiliar Convidado, Universidade do Porto – Faculdade de Engenharia (Arguente Principal)

Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar C/ Agregação, Universidade de Aveiro (Orientador)

Agradecimentos

Quero deixar desde já um agradecimento às pessoas que contribuíram para o alcançar desta meta.

No que diz respeito à elaboração desta dissertação de Mestrado, agradeço ao meu orientador, o Professor António Manuel Godinho Completo, pelo profissionalismo, disponibilidade e paciência. Deixo também o meu agradecimento ao Mestre António Festas pela sua disponibilidade e ensinamento e um apreço às entidades que forneceram elementos essenciais para esta dissertação.

Em relação à minha vida académica, quero deixar um muito obrigado a todos os meus amigos por todas as aventuras que me proporcionaram e pelo grande apoio que me deram ao longo destes 5 anos.

Um agradecimento especial para os meus pais e irmã pelo acompanhamento e incentivo dado ao longo desta jornada, não deixando de parte a paciência para comigo.

Palavras-chave

Biomecânica; Pélvis; Acetábulo; Artroplastia; Componente Acetabular; Modelos de Elementos Finitos.

Resumo

O estilo de vida cada vez mais sedentário, acumulando hábitos alimentares desapropriados tem incrementado problemas na articulação da anca. Os problemas mais comuns nesta articulação podem ser parcialmente associados a patologias como a artrite reumatóide e osteoartrose. Estas patologias em estados avançados/limite conduzem geralmente à realização da artroplastia da anca, cirurgia de substituição da articulação nativa por uma prótese. No entanto, esta solução cirúrgica tem revelado as suas limitações, especialmente do ponto de vista estrutural, estando normalmente o seu insucesso associado a fatores mecânicos como o desgaste e o efeito de *stress-shielding*, entre outros. A combinação destes fatores associados à osteólise, podem colocar em risco a fixação e capacidade de suporte ósseo limitando a termo a sobrevivência do componente acetabular, geralmente resultando na necessidade de efetuar uma artroplastia de revisão. Foi assim objetivo desta dissertação proceder a uma caracterização biomecânica da artroplastia acetabular da articulação da anca. Esta caracterização consistiu na avaliação comparativa do comportamento estrutural da articulação nativa e prótese para diferentes condições de carga, representativas de atividades fisiológicas comuns, identificando os principais riscos associados ao estado protésico. Procedeu-se ao desenvolvimento do modelo geométrico da Pélvis com base na segmentação de imagens de tomografia axial de um modelo físico em material compósito. Este modelo foi utilizado no desenvolvimento dos modelos de elementos finitos da articulação acetabular nativa e prótese, permitindo a caracterização dos estados de deformação óssea no osso cortical e esponjoso, e dos estados de tensão no componente acetabular e no cimento ósseo para diferentes condições de carga, correspondentes estas a diferentes fases do ciclo de marcha. O componente acetabular utilizado neste estudo foi de polietileno de ultra alta densidade, fixo ao osso com cimento ósseo, sendo este método o mais representativo dos processos artroplásticos acetabulares realizados. Complementarmente um modelo experimental foi desenvolvido com recurso ao modelo da Pélvis em osso compósito para avaliação das deformações no córtex, tendo sido estes resultados utilizados na validação/comparação com os obtidos nos modelos numéricos. Os resultados numéricos e experimentais das deformações no córtex evidenciaram uma boa correlação entre estes. Os resultados numéricos obtidos no osso cortical mostraram que o modelo protésico apresenta geralmente deformações mais elevadas que o modelo intacto, mas com valores máximos que não apresentam qualquer risco de falência deste por efeito de cargas cíclicas. No entanto, a magnitude das reduções das deformações no osso esponjoso no estado protésico relativamente ao intacto revela um forte efeito de *stress-shielding*, este associado a um potencial risco de perda de densidade óssea a termo. Relativamente ao componente acetabular e cimento ósseo, as tensões registadas não ultrapassam os limites de fadiga destes materiais, sendo que a probabilidade de risco de desgaste no primeiro ou fratura no segundo são reduzidas. Estes resultados indicam que ainda existe trabalho a realizar na otimização estrutural do componente acetabular por forma a reduzir ou eliminar os riscos identificados neste trabalho.

Keywords

Biomechanics; Pelvis; Acetabulum; Arthroplasty; Acetabular Component; Finite Element Models.

Abstract

The increasingly sedentary lifestyle, accumulating bad eating habits has increased hip joint problems. The most common problems can be partially associated with pathologies such as rheumatoid arthritis and osteoarthritis. These pathologies in advanced states generally lead to hip arthroplasty, replacement surgery of the native joint by a prosthetic one. However, this solution has revealed its limitations, especially from the structural point of view, usually associated with mechanical factors such as wear and stress-shielding, among others. The combination of these factors associated with osteolysis may expose bone fixation and support ability by limiting the survival of the acetabular component, usually resulting in the need for a revision arthroplasty. Thus, the objective of this dissertation was to carry out a biomechanical characterization of acetabular arthroplasty of the hip joint. This characterization consisted in the comparative evaluation of the structural behavior of the native and prosthetic joint for different load conditions, representative of common physiological activities, identifying the main risks associated with the prosthetic state. The geometric model of the Pelvis was developed based on the segmentation of axial tomography images of a physical model in composite material. This model was used in the development of the finite element models of the native and prosthetic acetabular joint, allowing the characterization of the states of bone deformation in the cortical and trabecular bone, and the states of tension in the acetabular component and in the bone cement for different load conditions, corresponding to different phases of the running cycle. The acetabular component used in this study was made of ultra-high density polyethylene, fixed to the bone with bone cement, this method being the most representative of the acetabular arthroplastic processes performed. In addition, an experimental model was developed using the composite bone Pelvis model to evaluate the deformation in the cortex, and these results were used in the validation / comparison with those obtained in the numerical models. The numerical and experimental results of the deformations in the cortex showed a good correlation between them. The numerical results obtained in the cortical bone showed that the prosthetic model presents generally higher deformations than the intact model, but with maximum values that doesn't present any risk of this failure by the effect of cyclic loads. However, the magnitude of the deformation reductions in the trabecular bone in the prosthetic relative to the intact state reveals a strong stress-shielding effect, which is associated with a potential risk of bone density loss at term. Regarding to the acetabular component and bone cement, the stresses recorded don't exceed the fatigue limits of these materials, and the probability of wear risk in the acetabular component or fracture in the bone cement are reduced. These results indicate that there is still work to be done in the structural optimization of the acetabular component in order to reduce or eliminate the risks identified in this study.

Conteúdo

Lista de Figuras.....	iii
Lista de Tabelas	v
Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1 Objetivo	1
1.2 Motivação	1
1.3 Organização	2
Capítulo 2	5
Anatomia e Biomecânica da articulação da anca.....	5
2.1 Anatomia	5
2.1.1 Ossos	5
2.1.2 Ligamentos	8
2.1.3 Músculos	10
2.2 Biomecânica da articulação da anca	13
2.2.1 Amplitudes de movimento	13
2.2.2 Forças na articulação	15
2.2.3 Momentos na articulação	17
Capítulo 3	19
Artroplastia acetabular	19
3.1 Patologias acetabulares	19
3.1.1 Displasia acetabular	19
3.1.2 Conflito femoro-acetabular	20
3.1.3 Artrite reumatóide e Osteoartrose	21
3.2 Artroplastia acetabular	22
3.2.1 Técnica cirúrgica	23
3.2.1.1 Tipos de abordagem cirúrgica	24
3.2.1.2 Posicionamento do implante	26
3.2.2 Evolução da artroplastia acetabular	26
3.2.3 Implantes acetabulares	28
3.2.3.1 Superfícies de contacto	28
3.2.3.2 Tipos de próteses	30
3.2.4 Taxas de sucesso da artroplastia da anca	32
3.2.5 Revisão acetabular	34
3.2.5.1 Introdução	34
3.2.5.2 Sistema de classificação para defeitos acetabulares	35
3.3 Revisão de trabalhos numéricos e experimentais na artroplastia acetabular	36
3.3.1 Introdução	36

3.3.2	Trabalhos numéricos e experimentais	37
Capítulo 4	43
Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico.....		43
4.1	Introdução.....	43
4.2	Materiais e Métodos	43
4.2.1	Modelos geométricos.....	43
4.2.2	Malha de elementos finitos.....	48
4.2.3	Propriedades dos materiais	49
4.2.4	Condições de contacto e de fronteira.....	49
4.3	Resultados.....	52
4.3.1	Deformações principais no Osso Cortical	52
4.3.1.1	Caso de carga 1	52
4.3.1.2	Caso de carga 2	54
4.3.1.3	Caso de carga 3	56
4.3.2	Deformações principais mínimas no Osso Esponjoso.....	58
4.3.2.1	Caso de carga 1	58
4.3.2.2	Caso de carga 2	59
4.3.2.3	Caso de carga 3	59
4.3.3	Tensão de von Mises no Componente Acetabular.....	60
4.3.4	Tensão de von Mises no Cimento ósseo	62
4.4	Discussão	64
Capítulo 5	67
Modelo experimental do acetábulo intacto.....		67
5.1	Introdução.....	67
5.2	Materiais e Métodos	67
5.3	Resultados.....	70
5.3.1	Extensões principais no córtex.....	70
5.3.2	Comparação modelos numérico versus experimental	72
5.4	Discussão	73
Capítulo 6	75
Conclusões e Trabalhos Futuros.....		75
6.1	Conclusões.....	75
6.2	Trabalhos Futuros.....	76
Referências.....		77

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Vista anterior da Pélvis (adaptado de [4]).	5
Figura 2.2 – (a) Vista medial do osso coxal (adaptado de [3]);	7
Figura 2.3 – (a) Vista látero-posterior do osso coxal (adaptado de [3]);	8
Figura 2.4 – (a) Vista ântero-distal da articulação da anca (adaptado de [3]); (b) Vista posterior da articulação da anca (adaptado de [3]); (c) Vista látero-distal da articulação da anca (adaptado de [3]).	9
Figura 2.5 – Músculos principais que atuam no movimento de flexão da articulação da anca [1].	10
Figura 2.6 – Músculos principais na extensão da articulação da anca [1].	11
Figura 2.7 – Músculos glúteos da articulação da anca [1].	11
Figura 2.8 – (a) Músculos ativos na fase de adução da articulação da anca [1];	12
Figura 2.9 – Atividade muscular durante a fase de apoio [1].	12
Figura 2.10 – Articulação da anca: movimento no plano sagital, frontal e transversal [3].	13
Figura 2.11 – Amplitude dos movimentos da anca durante o ciclo de marcha [1].	14
Figura 2.12 – Esquema das forças para o caso de apoio apenas numa perna [10].	16
Figura 2.13 – Média da força resultante na articulação da anca ao longo do ciclo de marcha [1].	16
Figura 2.14 – Esquema das forças para o uso de bengala como auxílio [10].	17
Figura 2.15 – Momentos internos da articulação da anca, durante o ciclo de marcha em N.m/kg de peso do corpo [1].	18
Figura 3.1 – A seta vermelha indica a ocorrência de displasia acetabular na anca direita [12].	20
Figura 3.2 – Conflito do tipo pincer (à esquerda); Conflito do tipo cam (ao centro); Conflito combinado (à direita) (adaptado de [16]).	21
Figura 3.3 – Osteoartrose (adaptado de [20]).	22
Figura 3.4 – 1: Remoção da cabeça femoral artrítica; 2: Remoção da cartilagem e osso danificados; 3: Colocação do componente acetabular; 4: Preparação do osso do fêmur; 5: Colocação da haste femoral; 6: Colocação da esfera na parte superior da haste femoral; 7: Implante final da artroplastia total da anca [23].	24
Figura 3.5 – Incisão cutânea utilizada na abordagem direta anterior [24].	25
Figura 3.6 – Incisão cutânea usada na abordagem direta lateral (à esquerda) e incisão cutânea usada na abordagem posterior (à direita) [24].	25
Figura 3.7 – Comparação entre sistemas de referência operatório (A), radiográfico (B) e anatómico (C) [26].	26
Figura 3.8 – (a) Artroplastia total da anca de Wiles em 1938 [27]; (b) Radiografia mostrando artroplastias bilaterais de baixa fricção Charnley e a composição da prótese [27].	27
Figura 3.9 – Implantação da superfície de contacto metal-polietileno [31].	28
Figura 3.10 – Superfícies de contacto: (A) metal-polietileno; (B) metal-metal; (C) cerâmica-polietileno; (D) cerâmica-cerâmica [32].	30
Figura 3.11 – Componente acetabular Durasul™.	30
Figura 3.12 – (a) Prótese cimentada [36]; (b) Prótese não-cimentada [36]; (c) Prótese híbrida [36].	32
Figura 3.13 – Tipo de prótese usada na artroplastia primária da anca (adaptado de [39]).	32
Figura 3.14 – Osteólise periacetabular em progressão [45].	35
Figura 3.15 – Classificação segundo Paprosky: A -Tipo 1; B -Tipo 2A; C -Tipo 2B; D -Tipo 2C; E -Tipo 3A; F - Tipo 3B [46].	35
Figura 3.16 – Posicionamento dos medidores de tensão triaxial (A = 0,5 mm; B = 1 mm; C = 1 mm; D = 0,5 mm; E = 1,5 mm; F = 0,5 mm) e respetiva configuração experimental [49].	37
Figura 3.17 – (a) Tensão de von Mises nos modelos intactos e implantados (sem fissura) [49]; (b) Deformações principais máximas e mínimas dos modelos implantados (com e sem fissura) [49].	38

Figura 3.18 – Simulador de anca quatro estações de Portsmouth carregado com uma amostra em uma das células de teste [50]. (a): Simulação das condições de restrição dos modelos A e B (adaptado de [50]). (b): Simulação das condições de restrição do modelo D (adaptado de [50]).	39
Figura 3.19 – Comparação das tensões de von Mises no manto de cimento perto da interface de cimento ósseo para as atividades: caminhada normal (E), subida de escadas (F) e descida de escadas (G) [50].	39
Figura 3.20 – (a) Modelo 1; (b) Modelo 3; (c) Modelo 5. Modelos 2 e 4 não são mostrados porque são visualmente semelhantes aos Modelos 3 e 5, respetivamente. A carga indicada pelas setas vermelhas era idêntica em todos os modelos (adaptado de [52]).	40
Figura 3.21 – (a) Distribuição da deformação compressiva ($\mu\epsilon$) da meia Pélvis esquerda para os modelos 4 e 5; (b) Distribuição da deformação de tração ($\mu\epsilon$) da meia Pélvis esquerda para os modelos 4 e 5 (adaptado de [52]).	41
Figura 4.1 – Diferentes vistas das imagens 2D importadas no software 3D Slicer (à esquerda) e ferramenta Threshold aplicada antes do tratamento manual (à direita).	44
Figura 4.2 – Obtenção dos modelos sólido e esponjoso.	44
Figura 4.3 – Modelos sólido e esponjoso antes e após o refinamento das superfícies.	45
Figura 4.4 – (a) Modelo importado; (b) Modelo superfície; (c) Modelo sólido.	45
Figura 4.5 – Vistas em corte do modelo geométrico final: osso cortical (cor-de-laranja) e osso esponjoso (azul).	46
Figura 4.6 – (a) Modelo do componente acetabular; (b) Modelo do cimento ósseo; (c) Modelo implantado.	46
Figura 4.7 – Vista específica da remoção de material ocorrida no modelo implantado.	47
Figura 4.8 – Modelo intacto (em cima) e Modelo implantado (em baixo).	47
Figura 4.9 – (a) Malha final do modelo intacto; (b) Malha final do modelo implantado.	48
Figura 4.10 – Local da aplicação da força e condições de restrição aplicadas ao modelo.	50
Figura 4.11 – Força aplicada e ângulo da cabeça femoral relativamente à Pélvis para a caminhada normal (adaptado de [50]).	51
Figura 4.12 – Representação numérica dos 3 casos de carga analisados.	51
Figura 5.1 – (a) Meia Pélvis esquerda da Sawbones; (b) Dispositivo de fixação.	68
Figura 5.2 – Modelo experimental montado na mesa da máquina de ensaio.	68
Figura 5.3 – Extensómetro triaxial e expressões usadas no cálculo das deformações principais.	69
Figura 5.4 – Casos de carga analisados para inclinação de 0°, 20° e 30°.	69
Figura 5.5 – Retas de correlação entre as extensões principais medidas e a magnitude da força femoral aplicada.	71
Figura 5.6 – Retas de correlação entre os valores das deformações/extensões dos modelos numéricos e experimentais.	73

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Amplitude movimento da articulação da anca em atividades diárias (adaptado de [1]). ...	14
Tabela 3.1 – Conjunto de dados para a análise principal de sobrevivência (adaptado de [39]).	33
Tabela 3.2 – Sistema de classificação Paprosky para defeitos acetabulares (adaptado de [47]).	36
Tabela 4.1 – Características das malhas presentes no modelo intacto e implantado.....	49
Tabela 4.2 – Propriedades dos materiais utilizados nos modelos [1][50][54].	49
Tabela 4.3 – Casos de carga analisados [50].	51
Tabela 4.4 – Deformações principais máximas registadas no osso cortical para o caso de carga 1.	52
Tabela 4.5 – Deformações principais mínimas registadas no osso cortical para o caso de carga 1.	53
Tabela 4.6 – Deformações principais máximas registadas no osso cortical para o caso de carga 2.	54
Tabela 4.7 – Deformações principais mínimas registadas no osso cortical para o caso de carga 2.	55
Tabela 4.8 – Deformações principais máximas registadas no osso cortical para o caso de carga 3.	56
Tabela 4.9 – Deformações principais mínimas registadas no osso cortical para o caso de carga 3.	57
Tabela 4.10 – Deformações principais mínimas registadas no osso esponjoso para o caso de carga 1. ..	58
Tabela 4.11 – Deformações principais mínimas registadas no osso esponjoso para o caso de carga 2. ..	59
Tabela 4.12 – Deformações principais mínimas registadas no osso esponjoso para o caso de carga 3. ..	60
Tabela 4.13 – Tensão de von Mises registada no componente acetabular para o caso de carga 1.	61
Tabela 4.14 – Tensão de von Mises registada no componente acetabular para o caso de carga 2.	61
Tabela 4.15 – Tensão de von Mises registada no componente acetabular para o caso de carga 3.	62
Tabela 4.16 – Tensão de von Mises registada no cimento ósseo para o caso de carga 1.	63
Tabela 4.17 – Tensão de von Mises registada no cimento ósseo para o caso de carga 2.	63
Tabela 4.18 – Tensão de von Mises registada no cimento ósseo para o caso de carga 3.	64
Tabela 5.1 – Casos de carga analisados experimentalmente	70
Tabela 5.2 – Extensões máximas e mínimas no modelo experimental.	70
Tabela 5.3 – Comparação entre valores das extensões principais experimentais e as extensões principais dos modelos numéricos.....	72

Capítulo 1

Introdução

1.1 Objetivo

O estilo de vida cada vez mais sedentário, acumulando hábitos alimentares desapropriados tem incrementado problemas na articulação da anca. Os problemas mais comuns nesta articulação podem ser parcialmente associados a patologias como a artrite reumatóide e osteoartrose. Estas patologias em estados avançados/limite conduzem geralmente à realização da artroplastia da anca, cirurgia de substituição da articulação nativa por uma articulação protésica. No entanto, esta solução cirúrgica tem revelado as suas limitações, especialmente do ponto de vista estrutural, estando normalmente o seu insucesso associado a fatores mecânicos como o desgaste e o efeito de *stress-shielding*, entre outros. A combinação destes fatores associados à osteólise, podem colocar em risco a fixação e capacidade de suporte ósseo limitando a termo a sobrevivência do componente acetabular, geralmente resultando na necessidade de efetuar uma artroplastia de revisão.

Foi assim objetivo desta dissertação proceder a uma caracterização biomecânica da artroplastia acetabular da articulação da anca. Esta caracterização consistiu na avaliação comparativa do comportamento estrutural da articulação nativa e protésica para diferentes condições de carga, representativas de atividades fisiológicas comuns, identificando os principais riscos associados ao estado protésico.

1.2 Motivação

Ao longo dos últimos anos, grandes avanços na artroplastia da anca têm contribuído para melhorar o resultado da cirurgia. A incapacitação da articulação da anca provocada pelo aparecimento de certas doenças como a osteoartrose pode afetar gravemente a capacidade do indivíduo ter uma vida ativa, pois sem este tipo de intervenção a pessoa ficaria privada de realizar uma das atividades fulcrais do nosso dia-a-dia: o caminhar. A substituição da articulação por uma prótese artificial tem-se tornado cada vez mais comum graças ao envelhecimento da população, característica dos países desenvolvidos como Portugal [1], sendo que ultimamente tem sido dado maior ênfase à parte acetabular da articulação da anca em vez da parte femoral para a qual já existem milhares de estudos. Para que a implementação do componente acetabular seja um sucesso é necessário a contribuição de dois fatores fundamentais, o fator biológico referente ao processo de aceitação do implante por parte do paciente, e o fator mecânico onde se inclui o material usado, a geometria do implante e o tipo de fixação escolhido, por forma a criar condições favoráveis ao bom funcionamento da articulação protésica. É um facto que as limitações na sobrevivência do componente

acetabular a longo prazo conduzem a uma artroplastia de revisão. O contexto desta dissertação vem a propósito de poder identificar possíveis complicações que possam surgir após a cirurgia, para que se possa contribuir de certa forma para o melhoramento e o prolongar da vida útil destes implantes. Apesar de não se tratar de uma solução definitiva, a artroplastia da anca acaba por contribuir para o alívio das dores, melhorar os movimentos e ajudar a que a pessoa possa novamente desfrutar das suas atividades diárias.

1.3 Organização

A dissertação está dividida em seis capítulos. Para o primeiro capítulo foi feita uma breve introdução contemplando o objetivo do trabalho, o motivo do interesse pelo tema apresentado e ainda, a forma como a dissertação está organizada.

O segundo capítulo é dedicado à anatomia e biomecânica da articulação da anca. Na anatomia estão incluídos os ossos, ligamentos e músculos presentes na articulação, enquanto na parte da biomecânica são referidas as amplitudes de movimento, forças e momentos na articulação. A parte da anatomia teve um papel fundamental na compreensão das alterações observadas ao nível do comportamento estrutural da articulação nativa e protésica para as simulações realizadas.

No terceiro capítulo, designado de artroplastia acetabular, foram mencionadas algumas patologias relacionadas com a zona acetabular assim como os seus sintomas. No subcapítulo, artroplastia acetabular, é descrito o procedimento cirúrgico, a evolução da cirurgia ao longo dos anos, que tipos de implantes acetabulares são utilizados, as taxas de sucesso da artroplastia da anca (registos ortopédicos) e ainda o que provoca e conduz à cirurgia de revisão acetabular. De referir que neste subcapítulo é mencionado o tipo de componente acetabular que foi utilizado nas simulações numéricas relativamente aos modelos implantados. Ainda neste capítulo foi feita uma revisão de trabalhos numéricos e experimentais na artroplastia acetabular, sendo de destacar que um desses trabalhos serviu de base na preparação dos modelos numéricos, no que diz respeito às propriedades dos materiais, condições de fronteira, magnitude da força aplicada e orientação (ângulo) relativamente ao alinhamento da Pélvis.

No capítulo quatro desenvolveram-se os modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico passando estes por etapas de definição de contactos entre materiais, propriedades dos materiais, geração da malha e condições fronteira com a aplicação de forças fisiológicas. Foram analisadas para ambos os modelos as deformações principais, comparando os resultados obtidos por forma a avaliar o risco de dano ósseo, e a tensão de von Mises para o componente acetabular e cimento ósseo com a intenção de saber se esta ultrapassava os valores limite de fadiga destes materiais.

No capítulo cinco foram realizados os ensaios experimentais de maneira a avaliar as extensões principais, as quais foram obtidas da superfície do osso cortical através de uma roseta triaxial de extensómetros. Para tal foi utilizado um modelo experimental representativo da situação intacta, sendo apresentado todo o procedimento realizado para que este tivesse pronto aquando dos ensaios. Comparou-se os resultados experimentais com os resultados

1. Introdução

numéricos obtidos, com o intuito de proceder-se à validação dos modelos numéricos desenvolvidos neste trabalho.

Como último capítulo tem-se as conclusões finais do trabalho em relação aos resultados apresentados e ainda sugestões de possíveis trabalhos futuros para a mesma área.

Capítulo 2

Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

2.1 Anatomia

2.1.1 Ossos

A Pélvis é a região do corpo rodeada pelos ossos pélvicos e pelos elementos inferiores da coluna vertebral, sendo que para além de promover a ligação entre a coluna vertebral e os membros inferiores, é bastante importante para a sustentação do tronco e para a proteção dos órgãos nessa região. É dividida em duas regiões principais: na região superior que é a Pélvis maior, parte da cavidade abdominal com a função de proteger as vísceras abdominais inferiores, e na região inferior que é a Pélvis menor, a qual oferece estrutura óssea para as divisões da cavidade pélvica e do períneo, separados pelo diafragma da Pélvis [2].

Os ossos da Pélvis consistem nos ossos pélvicos direito e esquerdo, no sacro e no cóccix. Em relação aos ossos pélvicos, também conhecido como osso coxal ou osso ílaco, estes apresentam-se como um osso achatado e relativamente fino, possuindo uma forma irregular (Figura 2.1). Encontram-se articulados posteriormente com o sacro através das articulações sacroilíacas e um com o outro na sínfise púbica, acabando por formar os lados e a parede anterior da cavidade pélvica. Estes ligamentos são os mais fortes do corpo e necessitam de ser aplicadas grandes forças para que ocorra a sua ruptura [2].

A Pélvis na mulher é mais larga e mais rasa do que nos homens por forma a facilitar o nascimento do bebé, daí a Pélvis masculina se encontrar mais otimizada para a mobilidade [3][4].

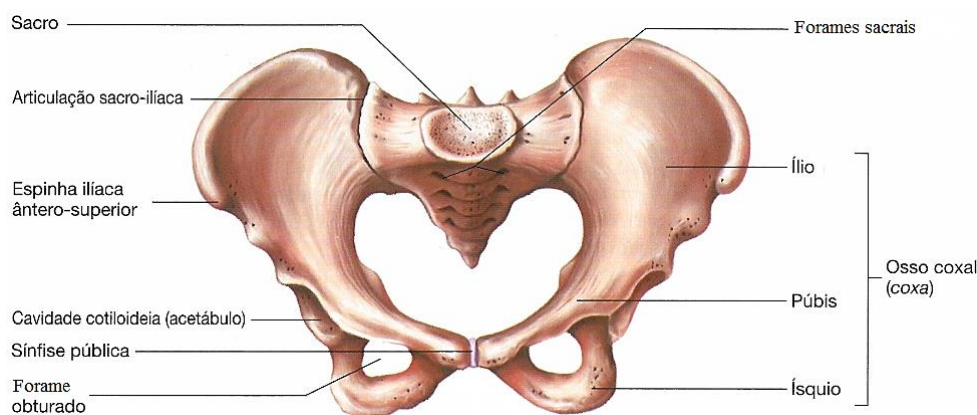


Figura 2.1 – Vista anterior da Pélvis (adaptado de [4]).

O osso ilíaco está dividido em três partes, ílio, ísquio e púbis, as quais se encontram ligadas de forma distinta por uma cartilagem até à fase jovem. A partir deste período, ocorre a ossificação da cartilagem dando origem a um único osso [5]. O osso apresenta duas faces, a face externa onde se inclui a asa ilíaca, a cavidade do acetábulo e o forame obturado, e a face interna composta pela fossa ilíaca, pela face auricular e pela linha arqueada. A asa ilíaca (superfície glútea) é formada pelas linhas glúteas posterior, anterior e inferior [2].

Relativamente à cavidade do acetábulo, esta é uma grande cavidade articular côncava e profunda, de maneira a contribuir para a estabilidade e a permitir menores deslocções. É constituída basicamente por três estruturas, face semilunar, fossa do acetábulo e incisura do acetábulo. O forame obturado situado abaixo do acetábulo é um grande orifício oval triangular, encontrando-se fechado pela membrana obturadora. Funciona como um canal, permitindo a passagem dos vasos obturadores e do nervo pela Pélvis [2].

O ílio é a porção que se expande acima da região do acetábulo e encontra-se dividida em duas partes, corpo e asa ilíaca, sendo a respetiva separação feita pela linha arqueada. A superfície ântero-medial da asa forma a chamada fossa ilíaca, face grande, lisa e côncava. A borda anterior da asa apresenta duas projeções separadas por entalhe, destas a que está situada na junção da crista e da borda anterior é denominada de espinha ilíaca ântero-superior, enquanto a que está abaixo do entalhe e termina no acetábulo é a espinha ilíaca ântero-inferior. A borda posterior da asa apesar de ser mais curta que a anterior, também ostenta duas projeções, a espinha ilíaca posterior superior e a posterior inferior, ambas separadas por entalhe [2].

A púbis corresponde à parte anterior e inferior do osso e está dividida em corpo, ramo púbico superior e inferior. O corpo da púbis possui uma crista púbica arredondada na sua superfície superior e termina lateralmente no tubérculo púbico. O ramo púbico superior projeta-se na direção pósterio-lateral e une-se ao ílio e ao ísquio na sua base, sendo a margem superior da superfície triangular denominada de linha pectínea e acabando marcado na sua superfície inferior pelo sulco obturatório, o qual forma a margem superior do canal obturador. O ramo púbico inferior projeta-se lateralmente e inferiormente ligando-se desta forma ao ramo do ísquio [2].

Por último tem-se o ísquio correspondendo à parte posterior e inferior do osso coxal. É um corpo grande que projeta-se superiormente para se unir com o ílio e com o ramo superior da púbis, e ao mesmo tempo um ramo que projeta-se anteriormente para se ligar ao ramo inferior da púbis. A característica mais proeminente do ísquio é a tuberosidade isquiática, local deverá importante para a fixação dos músculos dos membros inferiores e para apoiar o corpo quando sentado [2].

2. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

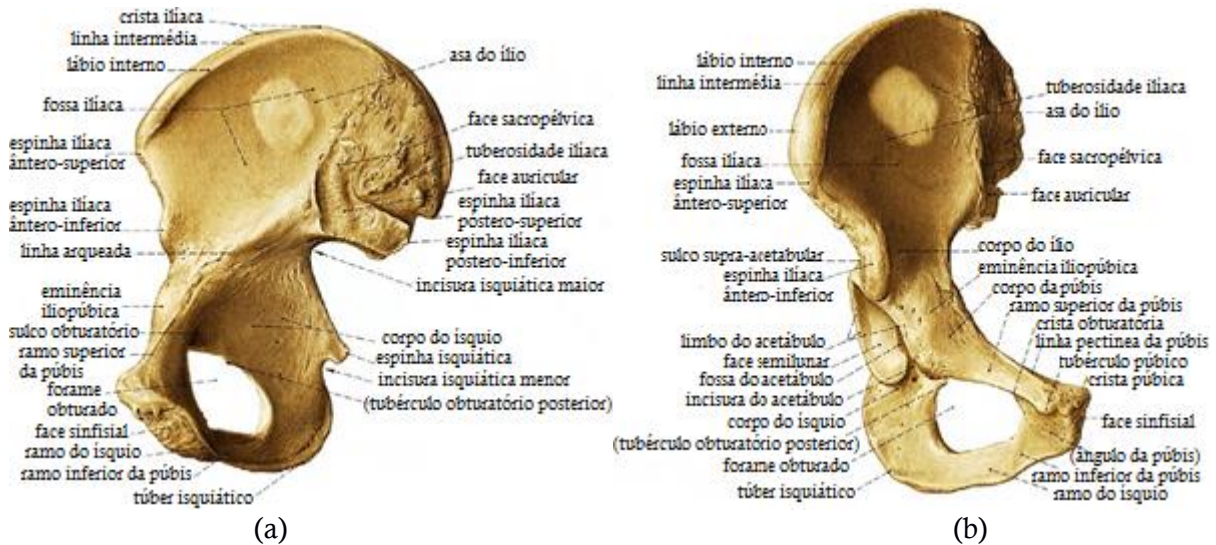


Figura 2.2 – (a) Vista medial do osso coxal (adaptado de [3]);
(b) Vista anterior do osso coxal (adaptado de [3]).

Segundo Pina [6], o acetábulo ou cavidade *cotiloideia* é formado por dois tipos de porções: uma porção não articular com uma depressão em forma quadrangular e que constitui o fundo da cavidade cotiloideia, e por uma porção articular periférica (*facies lunata*), em forma de quarto crescente, com as duas extremidades a limitar a chanfradura ísquio-púbica. É delimitado por um rebordo circular saliente mais grosso no bordo superior, chamado de limbo do acetábulo ou rebordo acetabular.

Revestindo-o parcialmente encontra-se uma cartilagem em forma de semicírculo que recobre apenas a face semilunar do acetábulo. Esta é uma superfície lisa, macia, lubrificada pelo líquido sinovial e com uma espessura maior que cinco milímetros, com o objetivo de facilitar o deslizamento entre as duas superfícies articulares, acetábulo e fêmur. Já a parte inferior do acetábulo é contínua com uma depressão circular não-articular (fossa acetabular) localizada no fundo da cavidade acetabular, sendo esta perfurada por numerosas aberturas e alojando uma massa de gordura [6].

Direcionado para baixo e para a frente, o acetábulo situa-se na superfície lateral do osso coxal e juntamente com a cabeça do fêmur, igualmente revestida por uma cartilagem, formam a articulação da anca, também chamada de articulação coxo-femoral (Figura 2.3). O rebordo *cotiloideu* (limbo do acetábulo) funciona como zona de fixação do *debrum cotiloideu*, reduzindo a sua abertura e tornando a superfície mais profunda, importante para a formação da articulação. O *debrum cotiloideu* é um cordão fibrocartilaginoso que preenche completamente as duas chanfraduras, ílio-púbica e ílio-isquiática, passando com se de uma ponte tratasse sobre a chanfradura ísquio-púbica e transformando-a no orifício ísquio-púbico.

2. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

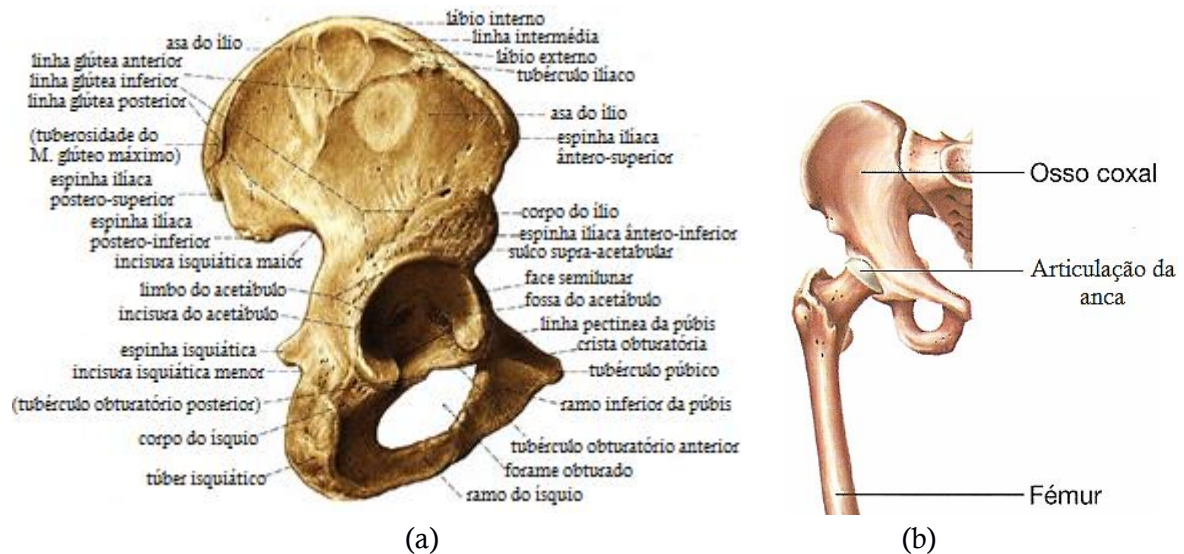


Figura 2.3 – (a) Vista látero-posterior do osso coxal (adaptado de [3]);
(b) Articulação da anca (adaptado de [4]).

Uma vez que é no acetábulo que mais se faz sentir grande parte do peso suportado pela anca, este mesmo esforço acaba por ser aplicado na fossa acetabular, precisamente o sítio onde a cabeça esférica do fémur encaixa. Este ponto corresponde à ligação do cingulo do membro inferior (osso coxal e sacro) com o resto dos membros inferiores. O fémur é um osso longo com uma ligeira torção, localizado na coxa. Divide-se basicamente em cabeça do fémur, colo do fémur e trocânteres maior e menor [3].

2.1.2 Ligamentos

A existência de um conjunto de fortes ligamentos tem como finalidade garantir a estabilidade e proteção da articulação da anca. A própria articulação encontra-se envolvida completamente pela robusta cápsula articular, sendo esta espessa nas regiões proximal e anterior da articulação, uma vez que é necessário uma maior resistência. A presença da cápsula articular, rodeada por uma complexa rede de ligamentos, é importante na medida em que restringe o movimento criado pelo fémur em volta do acetábulo, impedindo dessa forma uma deslocação do centro de rotação de ambos. Os ligamentos para além de resistentes são estruturas pouco elásticas formadas por tecidos conjuntivos fibrosos esbranquiçados, com o objetivo de neste caso unir os ossos que formam a articulação em questão, tornando difícil determinar a forma e o momento em que a sua ação é necessária [7].

A articulação da anca consiste em cinco ligamentos principais que são: ligamento iliofemoral, pubofemoral, isquiofemoral, redondo e acetabular transversal (Figura 2.4). O ligamento iliofemoral é um ligamento muito forte, em forma de “Y” invertido. Enquanto a base do “Y” invertido é ligada à espinha ilíaca anterior-inferior, os restantes dois membros estão ligados à parte superior e inferior da linha intertrocantérica do fémur. Para além de fortalecer a articulação na zona anterior, tem como função evitar a hiperextensão da anca durante o repouso [7].

2. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

O ligamento pubofemoral possui uma forma triangular, inserindo-se na crista do obturador e no ramo superior da púbis. Tal como o ligamento iliofemoral, o pubofemoral fortalece a zona anterior da articulação, mas possui uma função diferente, limitar os movimentos excessivos de extensão e abdução da anca. Em relação ao ligamento isquiofemoral, este apresenta-se em forma de espiral e encontra-se anexado ao corpo do ísquio perto da margem acetabular, ou seja, na face posterior. As fibras deste ligamento dirigem-se obliquamente, para fora e para cima, estando ligadas ao trocanter maior do fêmur. O reforço da zona posterior é conseguido através deste mesmo ligamento, o qual também é responsável pela limitação dos movimentos de extensão e de rotação em demasia. A tensão existente nestes três ligamentos já referidos permite a rotação da cabeça do fêmur no acetábulo durante a fase de extensão da perna, ou aquando da atividade de levantar da cadeira [7].

O ligamento acetabular transversal é um ligamento robusto, formado pelo labrum ou lábio acetabular (*debrum cotiloideu*), acaba por estender-se, à maneira de ponte, na incisura do acetábulo. Assim, a incisura é convertida em um túnel através do qual os vasos sanguíneos e nervos entram na articulação da anca. No interior da cavidade acetabular existe ainda o ligamento da cabeça do fêmur designado por ligamento redondo. Achatado e triangular, este ligamento encontra-se dentro da articulação e é protegido pela membrana sinovial. Como função, fortalece a zona medial da articulação, mas ao mesmo tempo, limita os movimentos de adução e fornece um caminho para os vasos sanguíneos entrarem na cabeça do fêmur [7].

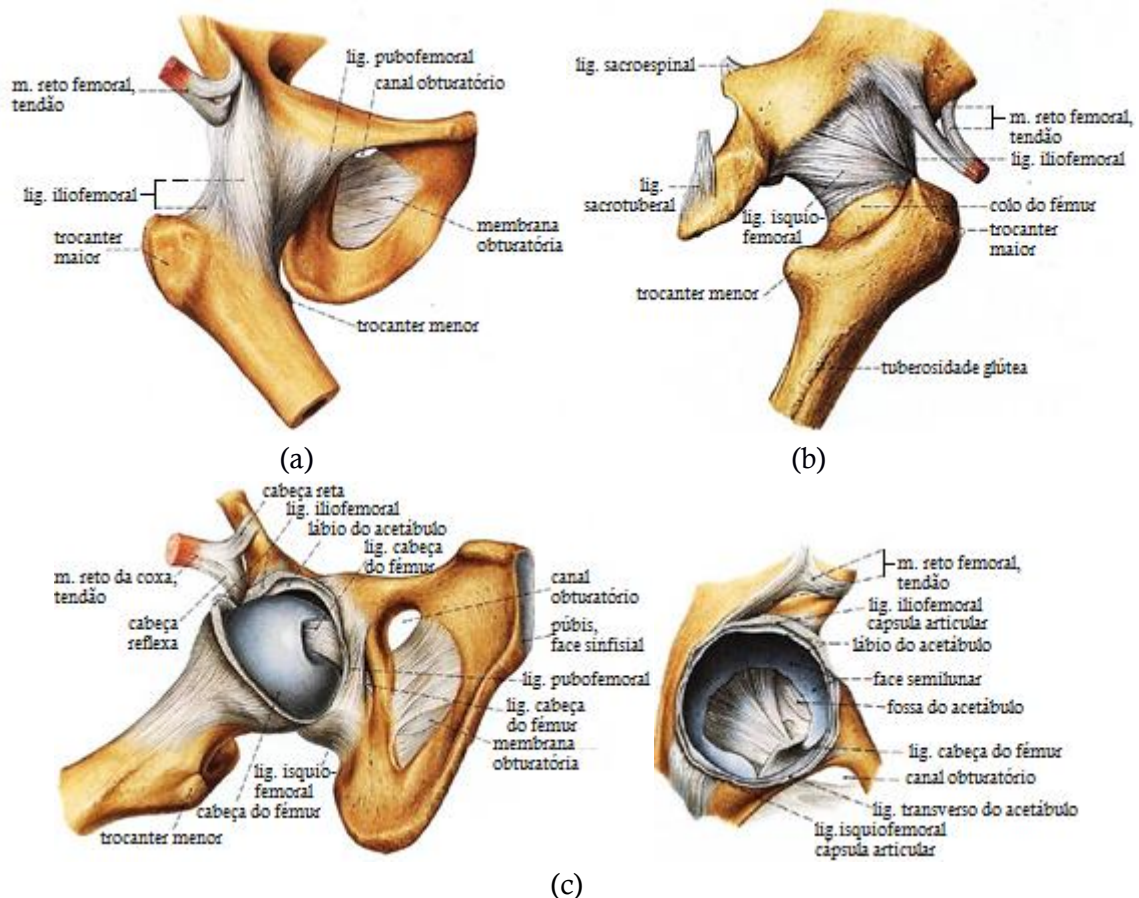


Figura 2.4 – (a) Vista ântero-distal da articulação da anca (adaptado de [3]); (b) Vista posterior da articulação da anca (adaptado de [3]); (c) Vista látero-distal da articulação da anca (adaptado de [3]).

2.1.3 Músculos

A articulação da anca é caracterizada pela sua situação profunda e por encontrar-se envolvida por um vasto número de músculos, contribuindo de certa forma para a sua elevada estabilidade e movimento. A forma geométrica desta articulação permite elevada mobilidade de rotação, não tendo qualquer translação. Considerada a mais potente articulação do corpo humano, devido às forças a que se encontra sujeita, esta permite produzir um variado número de movimentos: de flexão, extensão, abdução, adução e de rotação (externa e interna). A presença de tais músculos impede a ocorrência de movimentos indesejados, resultantes das forças de inércia causadas pela movimentação de elevadas massas. Em determinadas situações, a força de reação da anca é bastante superior ao peso do corpo do indivíduo em questão, pelo que a ação muscular assume um papel preponderante. Os principais músculos são abordados em função da sua atuação para cada movimento da articulação definido anteriormente [1].

O movimento de flexão da articulação da anca é resultado da atuação de seis músculos principais, os quais atravessam a articulação no plano frontal no aspecto anterior. Os principais músculos são o Ilíaco, o Psoas Maior, Pectíneo, Reto Femoral, Sartório e o Tensor de Fáscia Lata (Figura 2.5). Destes, os mais importantes no movimento de flexão são o grande Ilíaco e o Psoas Maior. O músculo ilíaco tem a sua origem na fossa ilíaca (asa) e espinha ilíaca anterior-inferior, sendo a sua inserção feita na região do trocanter menor, tal como acontece com o músculo psoas maior. O músculo pectíneo inicia-se na linha pectínea da púbis e insere-se na linha pectínea do fémur, enquanto o femoral reto é um músculo com função em duas articulações: articulação da anca e do joelho. Em relação ao músculo sartório e tensor de fáscia lata, ambos originam-se na espinha ilíaca anterior-superior e, tal como os anteriores, possuem duas articulações. O músculo sartório é o músculo mais comprido do corpo humano, podendo atingir cerca de 400 mm de comprimento [1][3].

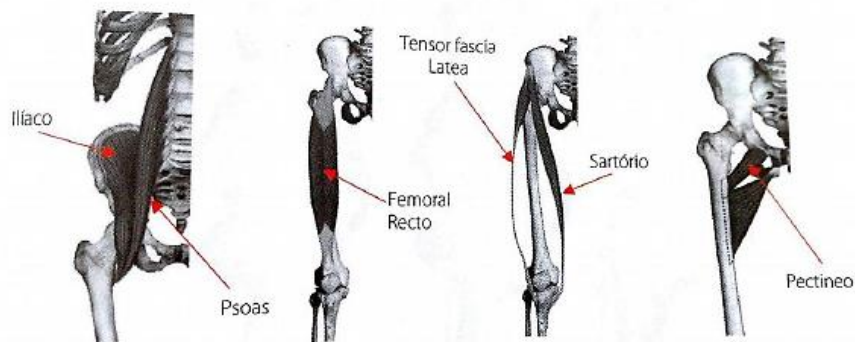


Figura 2.5 – Músculos principais que atuam no movimento de flexão da articulação da anca [1].

No movimento de extensão da articulação da anca, os principais músculos atuantes são os Glúteos e os músculos definidos como Isquiotibiais (Bíceps Femoral, Semi-tendinoso e Semi-membranoso), conforme mostra a Figura 2.6. Os glúteos são um músculo muito forte, apenas ativo quando a articulação está no movimento de extensão, em atividades como descida de escadas, ou quando a extensão da perna tem atividade resistente. Passando para os músculos isquiotibiais, estes contribuem não só para a extensão da anca como também para a

flexão da articulação do joelho, encontrando-se ativos durante as atividades de caminhada e de corrida. Os isquiotibiais originam-se a partir da tuberosidade isquiática [1][3].

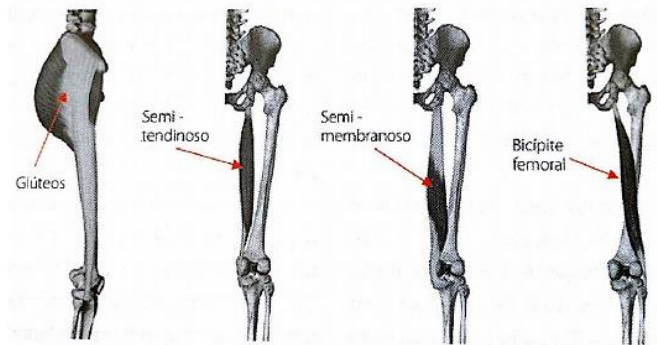


Figura 2.6 – Músculos principais na extensão da articulação da anca [1].

Relativamente à fase do movimento de abdução, tem-se em ação os músculos Médio Glúteo e o Grande Abductor com assistência do Pequeno Glúteo (Figura 2.7). Estes músculos iniciam-se na chamada face ou superfície glútea e têm a tarefa de estabilizar a Pélvis durante a fase de suporte no ciclo de marcha, no ciclo de corrida ou até mesmo quando o indivíduo se encontra apoiado numa das pernas. Por exemplo, quando se está a caminhar e apoia-se o peso do corpo no pé direito, os músculos abdutores contraem para restringir o movimento lateral da Pélvis e suportam o peso da perna esquerda, permitindo o movimento em balanço da perna esquerda [1][3].



Figura 2.7 – Músculos glúteos da articulação da anca [1].

Para o movimento de adução, os músculos ativos e responsáveis por esta fase são os adutores, incluindo os Adutores Longos, Adutores Brevis (Curto), Adutores Magno, Pectíneo e Reto Interno, representados na Figura 2.8. O adutor longo tem origem na púbis e os adutores brevis e magno no ramo inferior da púbis, sendo que os três têm em comum o facto de contribuírem para a flexão e rotação lateral, especialmente quando o fémur se encontra na posição medial rodada. O reto interno, também conhecido como músculo grácil, é um músculo muito longo e relativamente fino, que se inicia no ramo inferior da púbis e contribui para a flexão da perna e do joelho, acabando por ser o único do grupo a cruzar a articulação do joelho e a articulação da anca [1][3].

As rotações medial e lateral do fémur são conseguidas com a contribuição de alguns músculos. Os músculos ativos durante a fase de rotação da articulação da anca são o Piramidal da Bacia (Piriforme), Gémeo Superior, Gémeo Inferior, Obturador Interno e Externo, Quadrado Femoral, Grande Glúteo, Psoas Ilíaco e Sartório, sendo a ação dos seis

2. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

primeiros responsável pela rotação lateral (Figura 2.8) [1]. O músculo piriforme inicia-se na incisura isquiática maior próximo do sacro e a sua inserção dá-se no trocanter maior do fêmur. O gêmeo superior e inferior com origem na espinha e tuberosidade isquiática, respetivamente, acabam por inserir-se na fossa trocântérica, tal como o obturador interno e externo, sendo que a origem destes obturadores corresponde à circunferência do forame obturado. Por último tem-se o músculo quadrado femoral, o qual se inicia na tuberosidade isquiática com a inserção a ser feita na crista intertrocântérica [3].

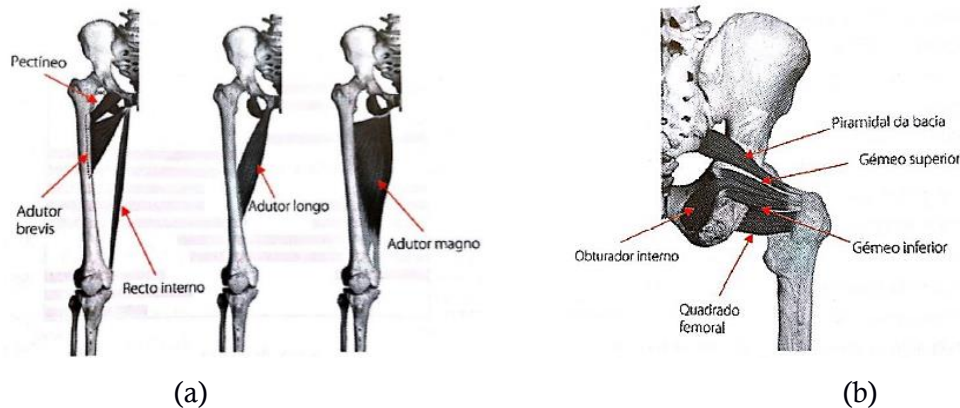


Figura 2.8 – (a) Músculos ativos na fase de adução da articulação da anca [1];
(b) Músculos que atuam na rotação da articulação da anca [1].

Quando se analisa os movimentos de caminhada ou corrida, considera-se que estes só envolvem movimento no plano sagital, o que não corresponde à realidade uma vez que existe rotação do fémur para acomodar a rotação da Pélvis. O músculo mais atuante na rotação medial é o Pequeno Glúteo, assistido pelo tensor da Fáschia Lata e o Médio Glúteo. A rotação medial normalmente não aplica grandes forças musculares, estando definida com cerca de 1/3 da força muscular aplicada na rotação lateral [1].

Em relação à atividade de cada músculo, esta encontra-se dependente do tipo de exercício e da própria anatomia de cada indivíduo. Na Figura 2.9 é apresentado um diagrama acerca da atividade muscular exercida ao longo da fase de apoio durante a caminhada. Constata-se que na fase inicial atuam os músculos extensores e na fase final os fletores e adutores, devido à rotação da anca [1].

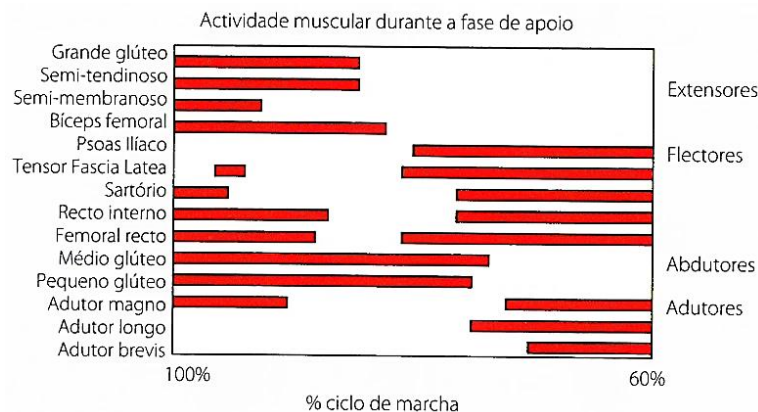


Figura 2.9 – Atividade muscular durante a fase de apoio [1].

2.2 Biomecânica da articulação da anca

A articulação da anca tem como função principal suportar o peso do corpo, equilibrando-o nas posições estáticas (de pé) e dinâmicas (caminhar ou correr). Os movimentos da articulação são variados e permitem a rotação da articulação em três planos: no plano sagital, onde existe o movimento de flexão e extensão, no plano frontal, com movimento de abdução e adução e no plano transversal, com rotação interna e externa.

A Pélvis é responsável por facilitar a rotação, posicionando a cavidade acetabular em diferentes direções de forma a impedir a translação da articulação. Como exemplo deste posicionamento, no movimento de flexão o acetábulo é inclinado na posição anterior, impedindo a translação. No outro plano de rotação, a inclinação lateral do acetábulo facilita a abdução. Estes movimentos do acetábulo são coordenados em conjunto com a posição da coluna devido ao balanceamento do centro de massa enquanto estes decorrem [1].

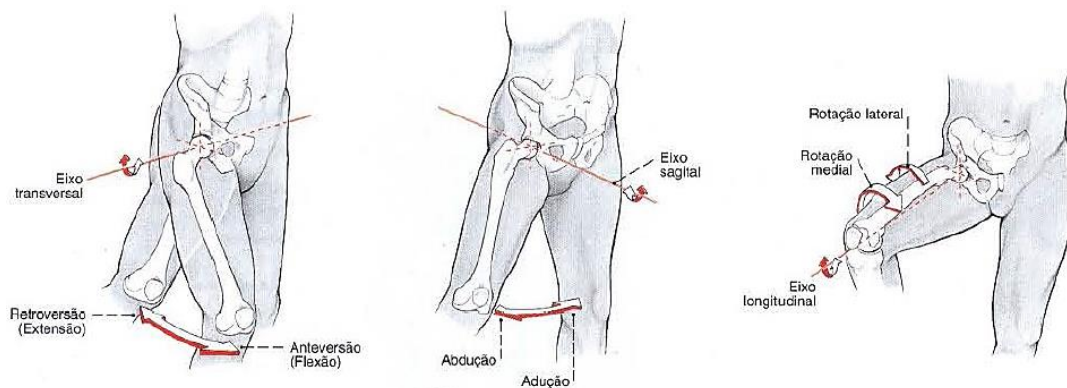


Figura 2.10 – Articulação da anca: movimento no plano sagital, frontal e transversal [3].

2.2.1 Amplitudes de movimento

O movimento com maior amplitude encontra-se no plano sagital, com a fase de flexão entre 0 e 140°, e a extensão entre 0 e 15°. A fase de abdução apresenta menor amplitude entre 0 e 30° e a fase de adução um pouco menos: 0 a 25°. Relativamente à fase de rotação, na rotação externa temos amplitudes de 0 a 90° e na rotação interna 0 a 70°, quando a perna se encontra fletida. Com a perna estendida obtém-se uma menor gama devido às restrições dos tecidos moles na articulação [1].

A amplitude de movimentos da articulação foi medida durante a fase de marcha nos diferentes planos de ação para um caso normal (Figura 2.11). O caso apresentado revela a amplitude de movimentos em atividade de caminhada normal nas pernas esquerda e direita e os respetivos valores de referência. A amplitude de movimentos é simultânea, existindo movimentos nos três planos. Contudo e apesar de não encontrar-se representado, convém frisar que com a idade do indivíduo, a amplitude de movimentos vai-se reduzindo nos diversos planos [1].

2. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

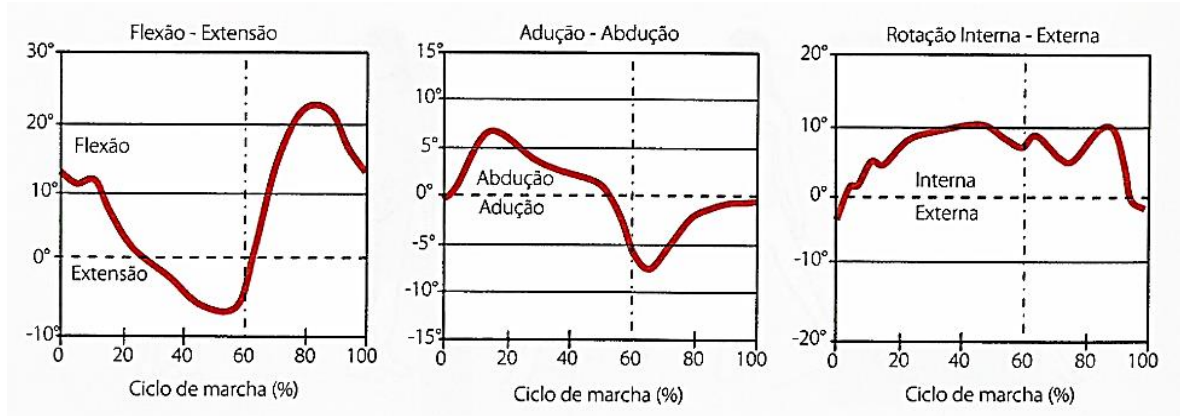


Figura 2.11 – Amplitude dos movimentos da anca durante o ciclo de marcha [1].

As atividades diárias implicam diferentes amplitudes de movimentos que se diferenciam entre indivíduos. Na Tabela 2.1 são apresentadas algumas atividades diárias em que a articulação da anca se encontra envolvida, bem como a correspondente amplitude de movimentos verificada em cada plano. Conclui-se em geral, que um indivíduo necessita de amplitudes de flexão de 120° e de adução e rotação de 20°, aproximadamente [1].

Tabela 2.1 – Amplitude movimento da articulação da anca em atividades diárias (adaptado de [1]).

Atividade	Plano de movimento	Amplitude movimento (°)
Apertar sapato no solo	Sagital	124
	Frontal	19
	Transverso	15
Sentar e levantar cadeira	Sagital	104
	Frontal	20
	Transverso	17
Apanhar um objeto solo	Sagital	117
	Frontal	21
	Transverso	18
Agachamento	Sagital	122
	Frontal	28
	Transverso	26
Subida de escadas	Sagital	67
	Frontal	16
	Transverso	18

2.2.2 Forças na articulação

A articulação da anca é a maior e com maior carga, sendo que a carga suportada depende do tipo de atividade que esteja a ser exercida. No caso comum, com apoio nas duas pernas e considerando o centro de massa ideal, ou seja, o corpo perfeitamente balanceado, teoricamente a reação em cada articulação corresponderia a 1/3 do peso total do corpo, ou a metade do peso acima da zona da articulação [1]. Porém, a reação total em cada articulação da anca é muito superior, devido às tensões de compressão geradas pelos músculos para equilíbrio da articulação. Como é improvável que o corpo esteja sempre perfeitamente balanceado, a força de reação durante o repouso varia entre 1/2 a 3 do peso corporal para o caso do corpo em equilíbrio e de apoio numa só perna, respetivamente [8].

Normalmente realiza-se no plano frontal uma análise estática bidimensional em relação às forças que atuam na articulação [9]. Embora este tipo de análise forneça uma estimativa realista das forças, é necessário uma série de suposições: ossos completamente rígidos e sem curvatura quando sob a ação de cargas; ossos e músculos não absorvem qualquer força; forças atuam num único plano sem qualquer tipo de movimento de rotação e/ou de translação; não há atrito nas articulações [8].

Para o caso de apoio apenas numa perna, as forças e os respetivos braços alavanca que agem em volta da articulação da anca, encontram-se representados na Figura 2.12. A força descendente exerce um movimento de rotação em torno da cabeça do fémur, criado pelo peso do corpo e o seu braço do momento (distância do fémur ao centro de gravidade). Os músculos que resistem a este movimento são compensados pelos músculos abdutores. A força dos músculos abdutores também cria um momento à volta do centro da cabeça do fémur, porém o braço do momento é consideravelmente menor que o braço alavanca do peso do corpo [9].

Quando o corpo está em equilíbrio, a soma do binário de rotação (força x distância) que atua em torno da anca será zero, então:

$$BW * b = Abd * a \quad (2.1)$$

Na Equação 2.1, Abd corresponde à força dos músculos abdutores, BW ao peso do corpo, a ao braço do momento criado pela força abduutora e b ao braço do momento criado pelo peso corporal. Isto significa que a força dos músculos abdutores necessária para manter o corpo em equilíbrio é igual ao peso do corpo multiplicado pela relação entre os momentos criados pelo BW e pela Abd (Equação 2.2).

$$Abd = BW * \frac{b}{a} \quad (2.2)$$

Com o corpo em equilíbrio, o somatório das forças que agem através da anca também será zero. Portanto, a força de reação conjunta (JRF) pode ser representada pela Equação 2.3.

$$JRF = Abd + BW \quad (2.3)$$

2. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

A assimilação destes mecanismos é importante para compreender as patologias que alteram o comprimento dos braços do momento muscular. Se os braços do momento encurtarem, para alcançar o mesmo momento é preciso haver um aumento da força muscular [10].

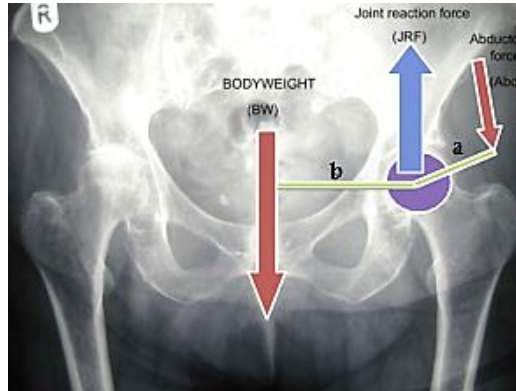


Figura 2.12 – Esquema das forças para o caso de apoio apenas numa perna [10].

De referir que a articulação da anca está sob condições mais gravosas em termos de carga quando em situação dinâmica, dependendo da postura e do apoio no solo. Este estado de carga é multiplicado com a diminuição de apoio como acontece no caso de apoio apenas numa perna [1]. Phillips et al. [11] afirmam que a força resultante que atua através da articulação durante uma caminhada normal corresponde a cerca de 300% do peso corporal, sendo que a força necessária nos músculos abdutores para manter o equilíbrio durante o apoio numa só perna é de cerca de 200% do peso corporal. Estes músculos atuam à volta da articulação para contrabalançar o peso da parte superior do corpo e o peso da perna que não está em contacto com o solo.

O tipo de atividade altera não só apenas as cargas na articulação como também a fase do ciclo de marcha. Como mais comuns tem-se o caminhar, correr, saltar, sendo referido em alguns estudos como uma das mais gravosas a subida e descida de escadas. Na Figura 2.13 é apresentado a média da força resultante na articulação para um indivíduo com um peso de 70 kg em diversas atividades. Estes valores foram obtidos ao longo do ciclo de marcha utilizando sensores de força na articulação [1].

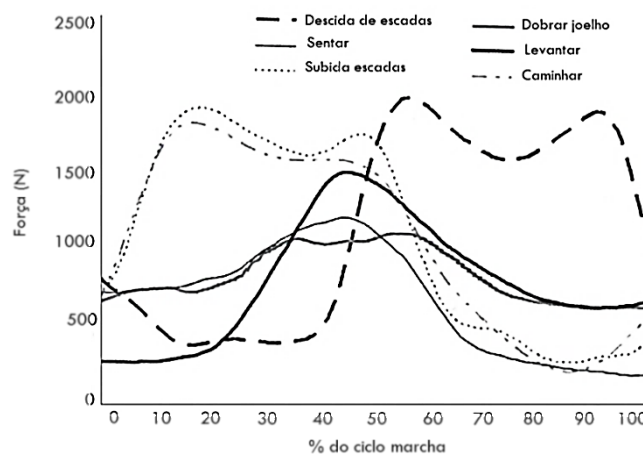


Figura 2.13 – Média da força resultante na articulação da anca ao longo do ciclo de marcha [1].

Os valores apresentados tratam-se de valores médios, em que os picos de reação poderão ser 780% do peso corpo, mas em situações mais críticas (como uma queda), a própria reação supera os 1000% do peso do corpo [1]. O transporte de objetos e até mesmo a velocidade de realização dos exercícios também influencia a reação da articulação.

Com o avançar da idade, o aparecimento de certas doenças como a artrite acabam por causar dores nestas articulações. A maneira mais eficaz de aliviar a dor passa pela redução da força de reação conjunta. Isso pode ser alcançado através da perda de peso ou pela redução do braço do momento criado pelo peso do corpo (b). Para reduzir o “ b ” basta que o indivíduo incline o corpo para o lado da anca afetada durante o apoio numa perna no ciclo de marcha, levando o músculo abdutor a aplicar uma força reduzida para alcançar a estabilidade. Este é o mecanismo de um teste de Trendelenburg positivo. Um método alternativo para reduzir a dor na articulação da anca é o uso de uma bengala como auxílio, do lado oposto ao do apoio com problemas (Figura 2.14). Para além de reduzir a força abduzora, reduz também a influência do peso corporal [10]. A Equação 2.2 anteriormente utilizada passa a ser:

$$Abd = \left(BW * \frac{b}{a} \right) - \left(WS * \frac{c}{a} \right) \quad (2.4)$$

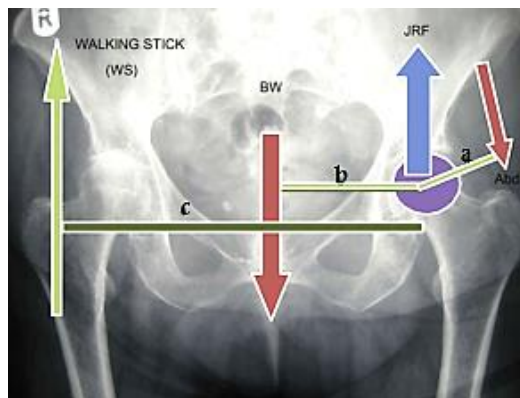


Figura 2.14 – Esquema das forças para o uso de bengala como auxílio [10].

2.2.3 Momentos na articulação

Os momentos articulares internos resultam da força muscular agonista exercida pelos tendões inseridos nas estruturas ósseas, deduzidas as contribuições passivas (que se opõem ao movimento) das forças ligamentares, das forças dos músculos antagonistas e das forças de reação na articulação. O que acontece é que os momentos internos durante o ciclo de marcha, determinados com base na dinâmica inversa, são normalmente inferiores aos momentos gerados pelo grupo de músculos agonistas responsáveis pelo movimento da articulação. Isto resulta da coabitação simultânea de músculos agonistas e antagonistas em determinados períodos do ciclo de marcha [1].

2. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

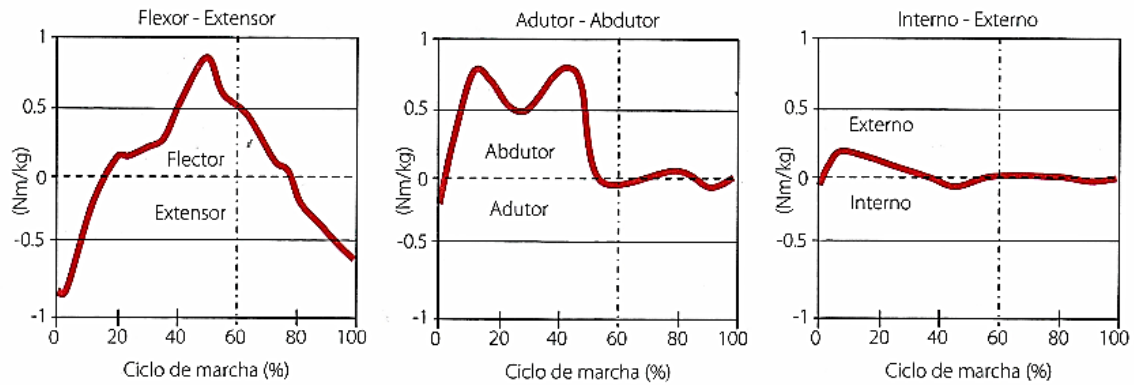


Figura 2.15 – Momentos internos da articulação da anca, durante o ciclo de marcha em $N.m/kg$ de peso do corpo [1].

Salientando o plano frontal, onde encontram-se os movimentos abdutores, verifica-se que apesar de na fase inicial o momento ser adutor, este evolui rapidamente para um momento abdutor, com um valor aproximado de $0,8 N.m/Kg$. Na fase de apoio unilateral, a sua magnitude diminui e só volta a aumentar perto da fase final de apoio [1].

Capítulo 3

Artroplastia acetabular

3.1 Patologias acetabulares

A articulação da anca tem sido das mais estudadas, devido aos problemas que tem vindo a revelar ao longo do tempo. O estilo de vida cada vez mais sedentário, acumulando hábitos alimentares desajustados bem como vícios (tabaco e álcool) tem vindo a incrementar os problemas nesta articulação. O envelhecimento da população, característica dos países desenvolvidos, tem contribuído também para a taxa de incidência. Os problemas mais comuns na articulação da anca, fundamentalmente associados a patologias ocorridas na zona acetabular, são: displasia acetabular, conflito femoro-acetabular, artrite reumatóide e osteoartrose [1].

3.1.1 Displasia acetabular

A displasia acetabular ou displasia da anca, corresponde a uma morfologia anormal da cavidade acetabular que é menos profunda que o normal e não cobre completamente a cabeça do fémur. Uma vez que a cabeça do fémur não se encontra fixada firmemente ao acetábulo, isto provoca a instabilidade da articulação (Figura 3.1). A própria luxação da cabeça do fémur pode colocar maiores tensões nos tecidos moles de suporte, causando danos ao labrum acetabular, à cartilagem articular e à respetiva cápsula articular, podendo resultar em dor e desenvolvimento de osteoartrose precoce na anca [12][13].

A displasia acetabular pode ser resultado de uma luxação da anca que foi tratada na infância. Apesar de aparecer mais frequentemente em bebés logo após o seu nascimento, é preciso que as crianças tratadas por displasia da anca sejam seguidas por um médico até que os seus ossos se encontrem completamente crescidos. Este tipo de patologia tende a ser vista como um problema leve, mas pode ser necessário anos ou até mesmo décadas para que os sintomas decidam-se manifestar, porque embora a recuperação total seja possível, a falta ou o atraso do tratamento permite que formas suaves de displasia persistam até à idade adulta. Geralmente os pacientes diagnosticados com displasia são essencialmente do sexo feminino, sendo que muitas vezes possuem um histórico familiar de osteoartrose precoce da anca ou de displasia acetabular. Tipicamente nos bebés, a patologia faz com que as pernas possuam comprimentos diferentes e conduz ao aparecimento de dobras cutâneas irregulares na coxa [12][14].



Figura 3.1 – A seta vermelha indica a ocorrência de displasia acetabular na anca direita [12].

Em relação aos sintomas apresentados já em fase adulta, estes incluem dor na região lateral, na virilha e nos músculos em volta da anca, que se pode agravar com períodos prolongados na posição de pé [14]. Os sintomas de menor mobilidade e flexibilidade de um lado, originando o coxear, e a sensação de que a anca se vai deslocar a qualquer momento, surgem numa fase mais adiantada em que já existem lesões importantes quer do labrum acetabular, quer da cartilagem articular. Como a cavidade acetabular é mais pequena que o normal, os pacientes portadores de displasia vêm a mobilidade da anca aumentada [15].

3.1.2 Conflito femoro-acetabular

O conflito femoro-acetabular resulta de uma pressão de contacto anormal existente entre as cartilagens do acetábulo e da cabeça do fémur. É uma condição na qual um crescimento ósseo extra ao longo de um dos ossos ou de ambos ossos, que formam a articulação da anca, confere ao osso uma forma irregular. Como o encaixe não é perfeito, os ossos friccionam-se um contra o outro durante o movimento da anca. Com o passar do tempo este atrito acaba por danificar a articulação, resultando na lesão do labrum acetabular ou mesmo da cartilagem de revestimento, contribuindo para limitar a atividade do indivíduo. Tendo em conta a causa e a localização, o conflito femoro-acetabular divide-se em três tipos: pincer, cam e combinado (reúne características do pincer e do cam), presentes na Figura 3.2 [16].

No conflito do tipo pincer, a alteração surge no acetábulo, correspondendo a um aumento do rebordo acetabular, isto é, um excesso de cobertura óssea ao nível do acetábulo sobre a cabeça do fémur. O labrum acetabular pode ser esmagado pelo proeminente rebordo do acetábulo. Afeta normalmente as mulheres de meia-idade e é o menos comum. Relativamente ao conflito do tipo cam, a cabeça do fémur não é completamente redonda e não gira suavemente dentro do acetábulo, contribuindo para que haja um inchaço. Este inchaço forma-se na borda da cabeça do fémur e é responsável pela trituração da cartilagem dentro do acetábulo. É mais comum principalmente em jovens atletas, praticantes de desportos que envolvem flexão e rotação da anca [16][17].

3. Artroplastia acetabular

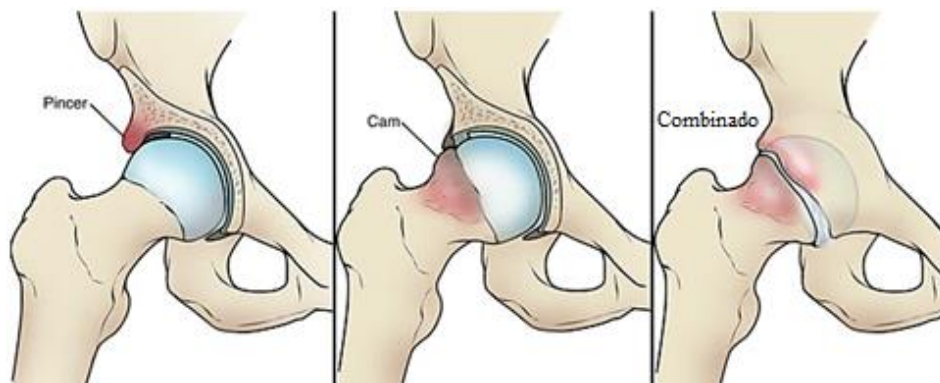


Figura 3.2 – Conflito do tipo pincer (à esquerda); Conflito do tipo cam (ao centro); Conflito combinado (à direita) (adaptado de [16]).

Como sintomas tem-se a dor, a rigidez e o coxear. Frequentemente a dor está presente na região lateral e na virilha, com intervalo restrito na flexão da anca e na amplitude de movimento de rotação interna, embora possa ocorrer mais raramente na região posterior. O início do sintoma pode ser agudo, após lesão ou após um esforço prolongado. A dor é muitas vezes provocada por um sentar prolongado, pelo caminhar, pelo cruzar das pernas, bem como durante e após a prática de certo exercício [17].

3.1.3 Artrite reumatóide e Osteoartrose

A artrite é uma das causas mais comuns de dor na anca, responsável pela inflamação das articulações, sendo normal começar gradualmente e piorar com o passar do tempo. Os principais sintomas da artrite são dor, vermelhidão, inchaço e dificuldade em mover uma ou mais articulações [18]. Uma das formas de artrite é a artrite reumatóide. Na artrite reumatóide, tipicamente a membrana sinovial fica inflamada e liberta substâncias químicas que atacam e destroem a cartilagem articular que cobre o osso. Ocorre em pessoas de todas as idades, acabando por ser mais comum em mulheres do que em homens. Envolve muitas vezes a mesma articulação em ambos os lados do corpo, ou seja, as duas ancas podem ser afetadas ao mesmo tempo [19]. A forma mais comum de artrite é a osteoartrose, que ocorre apenas numa anca. Pode também surgir a artrite pós-traumática na sequência da lesão da cartilagem ou fratura grave da anca.

A osteoartrose é um tipo de artrite degenerativa que ocorre devido ao desgaste das cartilagens das articulações. Daí advém o facto de esta patologia ocorrer com maior frequência em indivíduos a partir dos 50 anos, embora também possa ocorrer em jovens. Na osteoartrose, a cartilagem da articulação da anca desaparece progressivamente ao longo do tempo. À medida que a cartilagem se desgasta, o espaço protector entre os ossos diminui até ao momento em que passam a entrar em contacto direto um com o outro, resultando em fricção óssea capaz de provocar a lesão destes. De maneira a compensar a cartilagem perdida, os ossos danificados podem começar a crescer para fora e formar esporões ósseos (osteófitos), conforme mostra a Figura 3.3. O processo de diminuição da espessura da cartilagem até à

3. Artroplastia acetabular

destruição da mesma, e posteriormente dos ossos, causa incapacitação da articulação da anca [20].

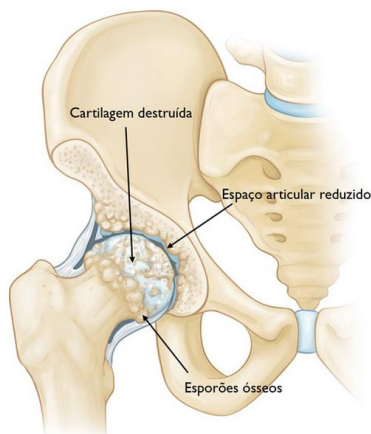


Figura 3.3 – Osteoartrose (adaptado de [20]).

A osteoartrose desenvolve-se lentamente causando dor e rigidez, acabando por tornar difícil a realização de certas atividades diárias, como por exemplo, o agachamento para apertar o sapato, o levantar da cadeira e até uma curta caminhada. Apesar de na maioria dos casos, a degeneração articular se desenvolver na ausência de uma causa identificável, existem determinados fatores oportunos que contribuem para o seu desenvolvimento, nomeadamente, o aumento da idade, histórico familiar de osteoartrose, presença de lesões anteriores na região, obesidade e por último, problemas da articulação da anca, como a displasia acetabular e o conflito femoro-acetabular já referidos anteriormente [18]. Para além da dor em redor da articulação, há ainda um conjunto de sintomas adicionais, tais como: dor na virilha ou na coxa que irradia para as nádegas ou joelho, rigidez na articulação tornando a mobilidade difícil, crepitação da articulação durante o movimento causado por fragmentos soltos da cartilagem e outros tecidos que interferem com o movimento suave da anca, e por fim, limitação da amplitude de movimentos de rotação interna e abdução [20].

3.2 Artroplastia acetabular

É na articulação da anca que existe maior probabilidade de ocorrer determinada falha mecânica, uma vez que suporta cargas musculares de elevada intensidade. Quando se encontra danificada por certas patologias, como é o caso da artrite, por fraturas ou outros problemas, o desempenhar de atividades diárias como o caminhar, sentar e levantar, podem tornar-se dolorosas e difíceis. Caso os procedimentos menos evasivos, incluindo o uso de medicamentos, as modificações nas atividades do dia-a-dia, o recurso à fisioterapia e a utilização de aparelhos que auxiliam a mobilidade não sejam capazes de tratar os sintomas apresentados pelo paciente, a solução passa por realizar uma artroplastia da anca. Basicamente é feita a substituição da articulação por um implante/prótese artificial. Este tipo de cirurgia evoluiu muito nos últimos anos e é uma das mais bem-sucedidas da medicina de modo geral, sendo feita recorrentemente em pessoas idosas, já que com o avançar da idade os ossos tornam-se mais frágeis e há uma maior dificuldade na regeneração óssea [21].

3.2.1 Técnica cirúrgica

Para Hansen [22], atualmente uma típica cirurgia de artroplastia total da anca é realizada em cerca de duas horas. No que diz respeito aos procedimentos cirúrgicos, estes diferem uma vez que estão dependentes das necessidades do paciente e da abordagem do cirurgião.

Antes de dar início à cirurgia, os sinais vitais do paciente são verificados de modo a garantir que a pressão sanguínea, a frequência cardíaca, a temperatura corporal e os níveis de oxigenação estejam normais. Uma marca é feita na anca que será submetido à cirurgia e a anestesia é administrada no paciente. O cirurgião realiza uma incisão entre os 25-30 cm, geralmente na parte lateral ou posterior, cortando a pele e depois através dos músculos e outros tecidos moles, expondo os ossos da articulação. Se for usada uma técnica minimamente invasiva, o cirurgião fará uma incisão menor e/ou cortará menos tecido macio [22].

O próximo passo da cirurgia passa pela remoção da cartilagem e osso danificados. O cirurgião desloca a articulação e com recurso a uma serra de osso corta a cabeça femoral artrítica. Uma ferramenta especial chamada de escareador é usada de seguida para triturar a cartilagem e osso danificados, criando uma superfície lisa e perfeitamente arredondada, pronta para aceitar o novo implante. A substituição é feita por um componente acetabular de plástico (polietileno), cerâmico ou metal, capaz de garantir uma superfície de contacto com o menor atrito possível. Pode ser fixado no local correcto usando cimento ósseo, pertencendo desta forma aos componentes acetabulares cimentados. Em vez de cimento, o componente acetabular pode encontrar-se revestido adicionalmente por uma cavidade metálica porosa que tem como função permitir a penetração do crescimento ósseo, tratando-se assim de um componente acetabular não-cimentado. Algumas vezes a sua fixação pode ser feita com o auxílio de parafusos colocados nos orifícios em torno da cavidade porosa [22][23].

O cirurgião prepara o osso do fémur e posteriormente insere uma haste femoral metálica no centro oco do fémur, o qual foi moldado com recurso a ferramentas especiais. Esta haste femoral pode ser fixada no osso por cimentação ou pressão. A presença de uma superfície porosa cobrindo o implante, permite o crescimento ósseo ao longo do tempo. Na parte superior da haste é colocada uma esfera temporária, compensando a cabeça do fémur danificada que foi cortada e especialmente moldada para se mover com o novo componente acetabular. O cirurgião insere a esfera temporária no componente acetabular e move a anca ao redor, verificando se a articulação tem facilidade de movimento e não se desloca. Após isto é feita a troca da esfera temporária por uma esfera em metal resistente de alto polimento ou material cerâmico, sendo repetido os exercícios anteriores. Os vários passos da cirurgia estão demonstrados na Figura 3.4 [22][23].

O cirurgião também tentará restaurar o comprimento ideal das pernas usando uma das várias técnicas clínicas. Finalmente, os raios X são frequentemente realizados com o intuito de assegurar o dimensionamento apropriado e posicionamento dos componentes. O músculo e outros tecidos moles que foram cortados são reparados e a incisão da pele é suturada [22].

3. Artroplastia acetabular

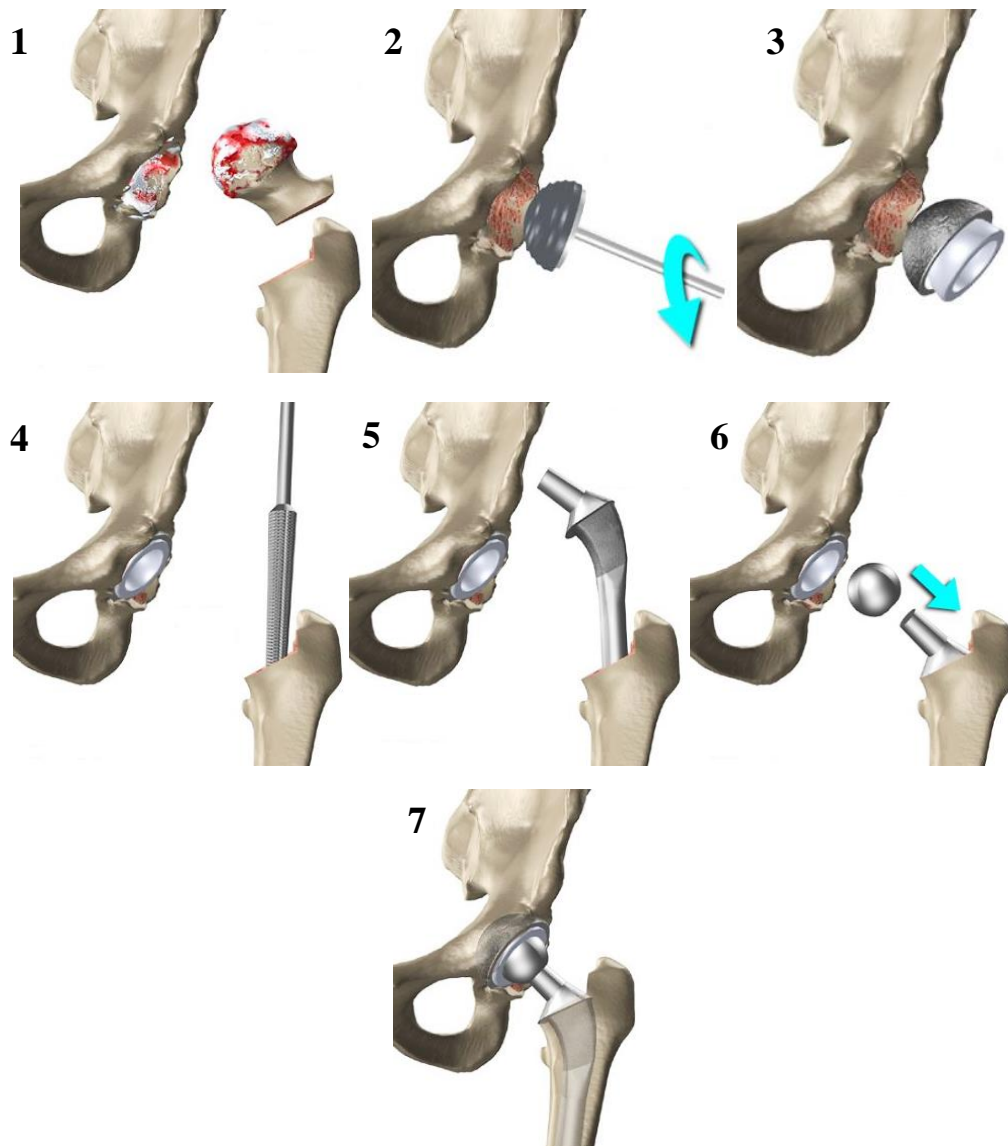


Figura 3.4 – 1: Remoção da cabeça femoral artrítica; 2: Remoção da cartilagem e osso danificados; 3: Colocação do componente acetabular; 4: Preparação do osso do fêmur; 5: Colocação da haste femoral; 6: Colocação da esfera na parte superior da haste femoral; 7: Implante final da artroplastia total da anca [23].

3.2.1.1 Tipos de abordagem cirúrgica

Em relação ao tipo de prótese a ser usada, para cada caso de artroplastia, o cirurgião deve efetuar um estudo e optar pela que aparenta dar mais garantias de sucesso. Existem várias abordagens cirúrgicas para a articulação da anca através de técnicas minimamente invasivas, sendo que os três principais tipos de abordagem utilizados pelo cirurgião incluem a abordagem direta anterior, a direta lateral e a posterior. Cada abordagem requer uma compreensão completa da anatomia da articulação para otimizar a visualização femoral e acetabular, minimizar complicações e melhorar os resultados do paciente [24].

3. Artroplastia acetabular

A abordagem direta anterior (Figura 3.5) internacionalmente tem ganho popularidade na comunidade da artroplastia da anca, possuindo como vantagens o facto de não requerer a divisão dos músculos ou corte formal dos tendões, permitir o mais cedo possível a restauração da cinemática de marcha e conduzir a baixas taxas de luxação. Como contradição é mais tecnicamente exigente, sendo que as principais contra-indicações estão relacionadas com a fratura acetabular prévia, deformidade pélvica ou defeitos acetabulares posteriores para os quais pode ser necessário um acesso posterior extenso [24].



Figura 3.5 – Incisão cutânea utilizada na abordagem direta anterior [24].

A abordagem direta lateral (Figura 3.6) fornece uma exposição adequada tanto do fémur proximal quanto do acetábulo. Tem o benefício de fornecer uma extensiva exposição do fémur, conforme seja necessário, e apresenta uma taxa de luxação muito baixa no seguimento clínico. A principal desvantagem está na necessidade de separar o glúteo mínimo e uma porção do glúteo médio do trocânter maior, que pode levar a um atraso na recuperação funcional ou, em alguns casos, à cicatrização incompleta da musculatura abduutora ao trocânter maior [24].

A abordagem posterior (Figura 3.6) é a abordagem cirúrgica mais comum usada internacionalmente para artroplastias totais da anca. Fornece visualização adequada tanto do acetábulo como do fémur, dispensando os músculos abdutores durante a exposição cirúrgica de ambos os ossos. Tem também o benefício de proporcionar uma exposição extensível do fémur e do acetábulo conforme necessário. As desvantagens deste tipo de abordagem são o corte dos rotadores externos da articulação e abertura da cápsula articular, podendo resultar numa luxação posterior da anca. O dano intra-operatório ao nervo glúteo inferior pode levar ao coxear como resultado de uma abdução deficiente [24].

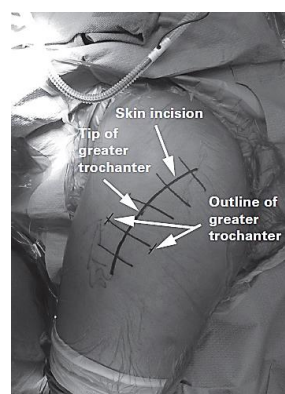
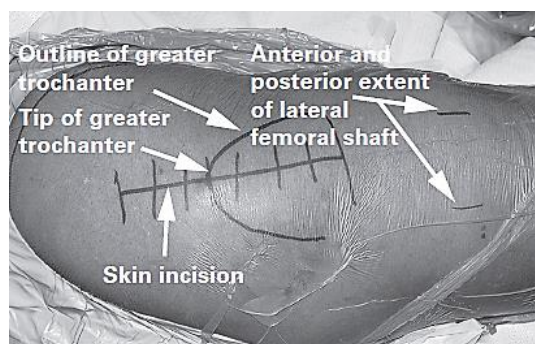


Figura 3.6 – Incisão cutânea usada na abordagem direta lateral (à esquerda) e incisão cutânea usada na abordagem posterior (à direita) [24].

3.2.1.2 Posicionamento do implante

O sucesso de uma artroplastia total da anca depende claramente de um posicionamento acetabular correcto. O posicionamento do componente acetabular é crítico para uma prótese estável, resultando em que muitas das falhas iniciais sejam associadas a um mau posicionamento deste mesmo componente. Bucholz [25] afirma que idealmente, a flexão do componente acetabular deve ser de 10 a 30 graus e a abdução (inclinação) estar entre os 40 e os 50 graus. São usados três diferentes sistemas de referência (operatório, radiográfico e anatómico), que em conjunto com o eixo acetabular originado no centro geométrico do componente acetabular, permitem quantificar a orientação acetabular (Figura 3.7). Quando se encontra mau posicionado, há um risco aumentado de impacto, luxação, desgaste, osteólise pélvica e cirurgia de revisão precoce.

O posicionamento exato do componente pode ser conseguido através de marcos da superfície corporal, marcos intra-operatórios (por exemplo, o ligamento acetabular transverso) ou por navegação por computador. A navegação assistida por computador utiliza sistemas de imagem digital para mapear a posição dos instrumentos cirúrgicos em relação aos marcos anatómicos. Desta forma, acaba por melhorar a colocação e a precisão do posicionamento da prótese, mas por outro lado conduz a um aumento do tempo cirúrgico, a custos elevados e a uma complexidade operatória [26].

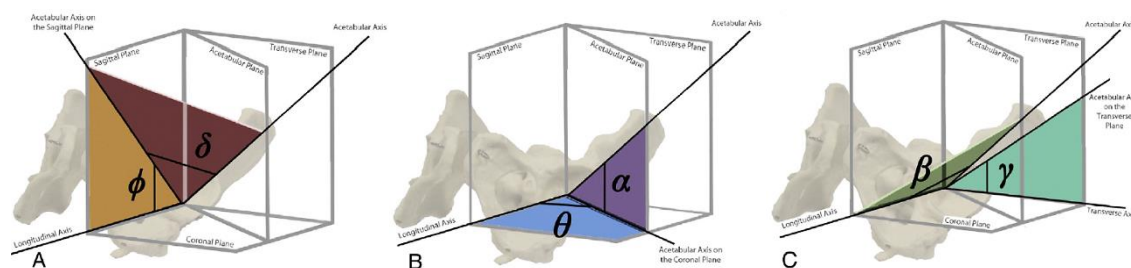


Figura 3.7 – Comparação entre sistemas de referência operatório (A), radiográfico (B) e anatómico (C) [26].

3.2.2 Evolução da artroplastia acetabular

A artroplastia total da anca veio a sofrer constantes alterações e avanços ao longo do tempo, sendo atualmente uma das intervenções cirúrgicas mais realizadas e bem-sucedidas, a médio e longo prazo nos diferentes registos ortopédicos. Inicialmente, vários tecidos diferentes incluindo pele, fáscia e até bexiga de porco foram utilizados como artroplastias interposicionais [27][28]. As primeiras tentativas registadas da artroplastia da anca ocorreram na Alemanha em 1891, com os resultados a serem apresentados na 10^a Conferência Médica Internacional. O professor Themistocles Glück apresentou o uso de marfim para substituir as cabeças femorais dos pacientes cujas articulações da anca foram destruídas pela tuberculose [29].

Em 1925, o cirurgião americano Marius Smith-Petersen criou o primeiro modelo da artroplastia feito em vidro. Consistia num hemisfério oco que poderia colocar sobre a cabeça

3. Artroplastia acetabular

femoral, fornecendo desta forma uma nova superfície lisa para o movimento. Apesar de o vidro ser um material biocompatível não conseguiu suportar as grandes forças que atravessavam a articulação da anca e acabavam por quebrar. Após várias tentativas infrutíferas, mesmo com vidro e marfim como interface, foi no ano de 1938, em Inglaterra que Philip Wiles finalmente desenvolveu a primeira prótese de artroplastia total da anca, feita de aço inoxidável e que foi ajustada ao osso através de parafusos (Figura 3.8) [28][29].

O primeiro a utilizar uma prótese com uma superfície de contacto metal-metal em uma base regular foi o cirurgião inglês George McKee. Em 1953, ele começou a usar uma haste Thompson modificada (uma hemiartroplastia cimentada usada no tratamento da fratura da cabeça do fêmur) com um componente acetabular de cromo-cobalto como sendo o novo acetábulo. Este tipo de prótese teve uma boa taxa de sobrevivência, contudo, este método tornou-se impopular em meados da década de 70 devido aos efeitos locais das partículas de metal observadas durante a cirurgia de revisão [29].

O cirurgião ortopedista John Charnley, que trabalhou na enfermaria real de Manchester, é considerado o pai da artroplastia total da anca moderna. Em 1958, John Charnley relatou pela primeira vez as suas experiências clínicas com a artroplastia de uma articulação humana usando componentes femorais e Teflon. Teflon foi o material escolhido para o componente acetabular por causa do seu baixo coeficiente de atrito. Infelizmente, a maioria dessas próteses falhou. Em 1960, ele descreveu a fixação dos componentes com cimento acrílico. Em Novembro de 1962, o componente acetabular foi substituído por polietileno de alta densidade, sendo este um plástico mais resistente ao desgaste. Charnley escolheu uma pequena cabeça femoral pois sentiu que os componentes de fricção seriam importantes na durabilidade da prótese e de acordo com isto, denominou-a de “artroplastia de baixa fricção” (Figura 3.8) [30].

A introdução de cimento acrílico para fixação e de polietileno de alta densidade como material do componente acetabular, para além da haste femoral de metal, são contribuições importantes por parte de John Charnley e para a compreensão da artroplastia total da anca foi certamente um marco na cirurgia ortopédica. Três avanços significativos durante a década de 60 trouxeram a artroplastia total da anca para a era moderna: a introdução de polietileno de ultra alta densidade molecular, o uso de metilmetacrilato para fixação e a redução de infeção pós-operatória. John Charnley desempenhou um papel de liderança em cada uma dessas áreas [30].

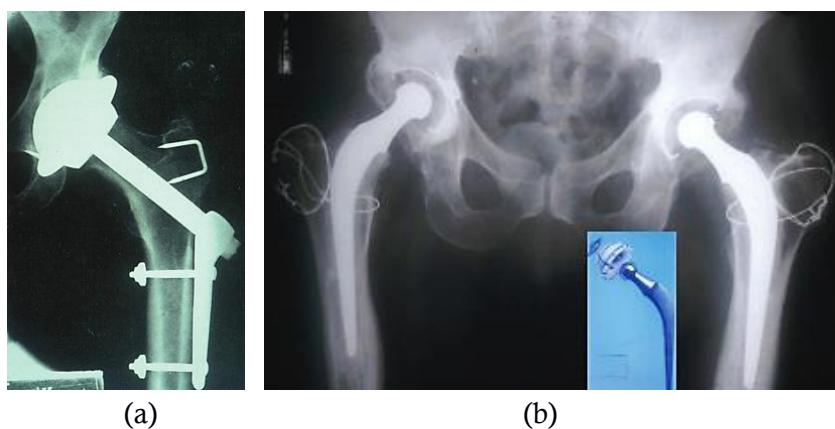


Figura 3.8 – (a) Artroplastia total da anca de Wiles em 1938 [27]; (b) Radiografia mostrando artroplastias bilaterais de baixa fricção Charnley e a composição da prótese [27].

3. Artroplastia acetabular

No Reino Unido e em grande parte da Europa, o uso de componentes cimentados Charnley continua a ter elevado sucesso [25]. Na atualidade, as próteses cimentadas com melhores resultados são aquelas em que a cabeça do fêmur encontra-se ligada ao componente acetabular feito de polietileno de ultra alta densidade molecular (UHMWPE), sendo ambos fixados firmemente ao osso através da colocação de cimento polimetilmetacrilato (PMMA). No que diz respeito aos materiais usados na sua constituição, estes possuem em comum um conjunto de características: devem ser biocompatíveis por forma a evitar rejeição por parte do paciente, serem resistentes à corrosão, degradação e desgaste, e terem propriedades mecânicas semelhantes às das estruturas que se destinam a substituir [31].

3.2.3 Implantes acetabulares

3.2.3.1 Superfícies de contacto

Conforme já foi mencionado, os componentes acetabulares que atualmente existem no mercado são feitos de polietileno, cerâmica ou metal. A superfície de contacto metal-polietileno, constituída por uma cabeça femoral de cromo-cobalto articulada com um componente acetabular em polietileno de ultra alta densidade molecular, apresenta excelentes resultados a longo prazo, o que faz com que seja a mais utilizada na artroplastia da anca. Para isso contribui também o facto de ser barata, tecnicamente mais fácil de implantar, permitir a carga imediata e tratar-se de um método em que os cirurgiões têm ampla experiência (Figura 3.9). O principal problema deste tipo de prótese surge com a libertação de partículas de polietileno [29][31][32].

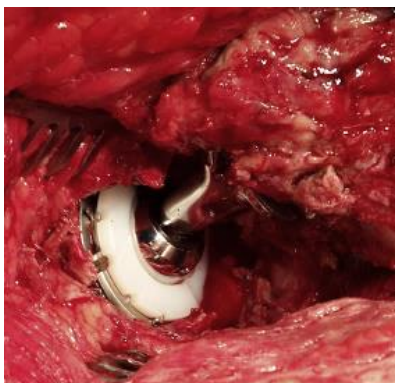


Figura 3.9 – Implantação da superfície de contacto metal-polietileno [31].

Os detritos de polietileno são responsáveis pelo aparecimento da osteólise periprotética, o que provoca grandes perdas ósseas e falha na fixação do componente, resultando na falha do implante. A maneira encontrada para minimizar a libertação destas partículas, citadas como sendo a causa final da maioria das falhas de artroplastia total, passa por um processo de irradiação do polietileno com raios gama que origina o chamado polietileno reticulado. O processo produz ligações cruzadas na estrutura molecular do material e quando combinado com tratamento térmico, melhora muito a resistência do polietileno contra o desgaste e a oxidação [29][32].

3. Artroplastia acetabular

O uso do componente acetabular feito de polietileno reticulado juntamente com uma cabeça cerâmica apresenta menores taxas de desgaste e de liberação de partículas comparativamente ao uso de uma cabeça metálica, isto graças a uma série de vantagens: a superfície polida em cerâmica tem muito menor coeficiente de atrito que a de metal; melhor lubrificação comum é conseguida com cerâmica; os íons metálicos libertados pela cabeça femoral de metal causam oxidação e rugosidade à superfície enquanto a de cerâmica é quimicamente inerte sem tais problemas; e por último a cabeça femoral cerâmica causa menor fricção em contacto com o componente acetabular [29][31].

Foi precisamente a falha do implante que contribuiu para o aparecimento de outras superfícies de contacto, incluindo a de metal-metal e a de cerâmica-cerâmica. Em relação à utilização de um componente acetabular de metal normalmente associado a uma cabeça femoral também de metal, convém destacar principalmente a existência de um menor desgaste protético. Uma vez que o tamanho das partículas libertadas é muito menor em comparação com os seus homólogos de polietileno, as próteses deste género tendem a reduzir a osteólise. Além disso, como o metal trata-se de um material menos frágil, o componente acetabular pode articular-se a uma cabeça femoral de maior diâmetro, aumentando a estabilidade da articulação, a amplitude do movimento e conseqüentemente diminuindo a incidência de luxação na artroplastia [32].

Como desvantagens, a superfície de contacto metal-metal inclui o seu custo elevado, a hipersensibilidade do paciente ao metal, a falta de ensaios clínicos a longo prazo e fundamentalmente a liberação de íons metálicos (cromo e cobalto) numa escala superior à registada na superfície metal-polietileno, quer em casos de artroplastia total da anca ou em casos de *resurfacing*. Este tipo de implante é colocado em pessoas mais jovens, devido às características de desgaste que esta parte da população apresenta, e portanto a exposição aos íons metálicos aumenta ao longo da vida útil do paciente [31][32].

Quanto à articulação cerâmica-cerâmica, esta é responsável por apresentar as menores taxas de desgaste. Conforme já foi referido, a articulação apresenta elevada resistência ao desgaste, é biologicamente inerte, cria uma lubrificação melhor e possui um menor coeficiente de atrito. Este conjunto de propriedades torna a superfície de contacto cerâmica-cerâmica numa escolha atraente para garantir a sobrevivência a longo prazo da prótese da anca. A maior sobrevivência, o menor desgaste e a baixa osteólise, promovem a utilização deste tipo de implante em indivíduos jovens e ativos [29][31][32].

A cerâmica que reveste os componentes protéticos consiste em alumina ou zircônia, embora exista recentemente a cerâmica compósita que incorpora partículas de zircônia numa matriz de alumina, melhorando as propriedades mecânicas que impedem a iniciação e propagação de fissuras. As complicações que surgem têm sido mais habitualmente associadas ao mau posicionamento do componente acetabular (mais vertical), ao uso de pequenas cabeças femorais e a não adesão à técnica cirúrgica meticulosa. No entanto, apesar de se tratar de uma boa solução, o custo dos implantes cerâmicos é significativo pelo que são usados com pouca frequência em unidades ortopédicas do Serviço Nacional de Saúde (SNS) [29][32].

Na Figura 3.10 estão representadas as quatro superfícies de contacto anteriormente referidas.

3. Artroplastia acetabular

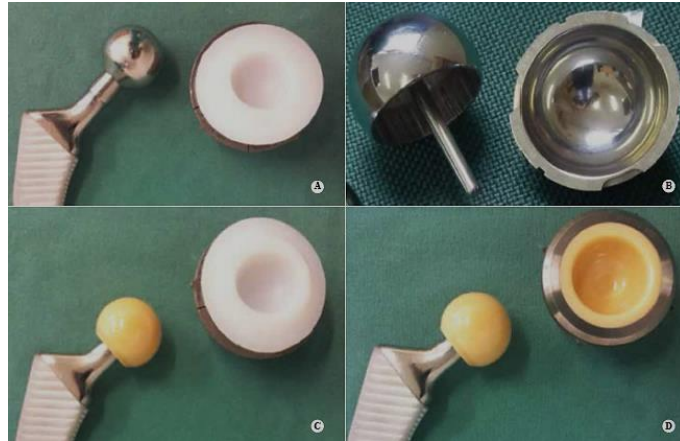


Figura 3.10 – Superfícies de contacto: (A) metal-polietileno; (B) metal-metal; (C) cerâmica-polietileno; (D) cerâmica-cerâmica [32].

Em relação ao componente acetabular a ser modelado na parte do desenvolvimento do modelo numérico implantado, este será do tipo cimentado, sendo obtido através da medição direta de um componente acetabular Durasul™ da Sulzer Orthopedics Inc. (Sulzer, Austin, EUA) (Figura 3.11) [33]. Feito de polietileno de ultra alta densidade, o componente apresenta um diâmetro interno de 28mm e um diâmetro externo de 62mm. Para além disso, a superfície externa possui irregularidades que facilitam a fixação do cimento ósseo e um anel metálico responsável pela sua identificação na radiografia.



Figura 3.11 – Componente acetabular Durasul™.

3.2.3.2 Tipos de próteses

O uso de uma prótese cimentada constitui uma maior vantagem a curto prazo devido à possibilidade da sua fixação primária ao fémur e ao osso pélvico. O cimento ósseo acaba por preencher todas as irregularidades apresentadas pelo osso, garantindo uma estabilidade imediata após a sua polimerização (Figura 3.12). A sua utilização é indicada para pacientes portadores de osteoartrose e artrite reumatóide. Este tipo de próteses não se encontra livre de algumas complicações diretamente relacionadas com o cimento, tais como surgimento de porosidades, tendência à degradação e desagregação, principalmente nos casos em que a pessoa é muito ativa. A degradação do cimento pode fazer com que a prótese se solte, o que

3. Artroplastia acetabular

pode induzir a necessidade de uma cirurgia de revisão, sendo que os detritos libertados também podem causar ainda a inflamação dos tecidos moles circundantes [34][35].

Relativamente aos resultados a longo prazo da artroplastia da anca cimentada em pacientes jovens, estes não são tão consistentemente duráveis como desejado. Falhas precoces de implantes cimentados neste tipo de pacientes estão associadas a um posicionamento varo da haste femoral, enquanto o componente acetabular falha frequentemente após 10 ou 15 anos devido ao enfraquecimento e respetivo desgaste do polietileno [36]. É de referir que os componentes acetabulares cimentados apresentam diversos diâmetros, consoante a anatomia do paciente em questão, enquanto os componentes femorais cimentados são compostos por ligas de aço ou cromo-cobalto. Uma vez estabelecido que a perda asséptica se deve aos detritos de polietileno, que por sua vez afetam a sobrevivência do implante, o recurso a próteses não-cimentadas tornou-se uma opção válida e praticável para os cirurgiões [37]. Há que ter ainda em atenção, que numa futura revisão, a extração do cimento ósseo torna-se difícil.

Quanto ao uso de uma prótese não-cimentada, a sua maior vantagem verifica-se a longo prazo pois a fixação do implante ao osso é, no início, feita mecanicamente (pressão) e posteriormente torna-se biológica (osteointegração). Para além do componente acetabular de polietileno, cerâmica ou metal como nas próteses cimentadas, neste tipo de prótese o componente acetabular é revestido por componente metálico micro-poroso capaz de permitir o crescimento ósseo e aumentar a fixação (Figura 3.12). Tal crescimento acaba por demorar algum tempo, daí a importância da colocação de parafusos que ajudam na fixação inicial da parte metálica. Adicionalmente possuem um revestimento especializado, a hidroxiapatite, que igualmente estimula a fixação óssea, mas trata-se de um material biologicamente ativo reagindo química e diretamente com o osso envolvente [34][36][38].

Os componentes acetabulares e femorais não-cimentados são geralmente compostos por titânio ou ligas especiais de titânio, material mais forte e teoricamente mais resistente à corrosão e desgaste. Indicado para pacientes jovens, com boa estrutura óssea, as próteses não-cimentadas fornecem uma gama mais ampla de opções, especialmente para o acetábulo onde a troca de revestimento pode ser necessária após instabilidade pós-operatória. Os componentes acetabulares também oferecem a opção de mudar o diâmetro da cabeça femoral, contribuindo para o melhoramento do resultado funcional. Para além de apresentar melhores resultados no que diz respeito ao risco de fissuração e fratura, numa futura revisão, o uso deste tipo de próteses permite uma maior preservação do tecido ósseo, visto não haver necessidade de extrair cimento [37].

Como problemas associados, há que referir novamente a osteólise, a transferência de tensões da prótese para o osso e fratura do osso aquando da colocação da prótese. O argumento tradicional contra o uso de implantes não-cimentados tem sido o aumento do seu custo, muitas vezes bastante superior à variedade cimentada existente no mercado. Quem defende o seu uso sugere que, após uma adesão bem-sucedida de ambos componentes ao osso, os futuros procedimentos de revisão envolveram apenas a troca de superfícies articuladas, levando a um menor tempo de recuperação por parte do paciente e tornando-se menos dispendioso [34][37].

Outra opção de tratamento na artroplastia da anca em pacientes jovens e ativos passa pela colocação de uma prótese híbrida formada a partir de uma haste femoral cimentada com

3. Artroplastia acetabular

um componente acetabular fixado ao local através de técnicas não-cimentadas (Figura 3.12). Previne a perda óssea pélvica, o que ajuda numa futura revisão acetabular, e ainda fornece uma fixação sólida e bom uso [29][36].

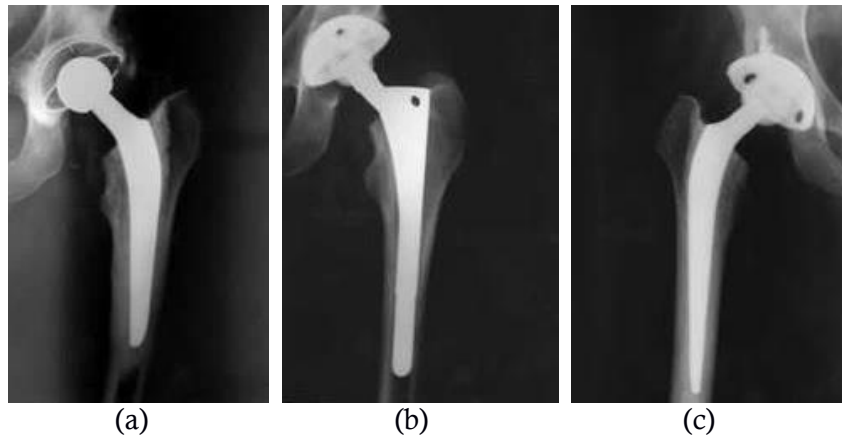


Figura 3.12 – (a) Prótese cimentada [36]; (b) Prótese não-cimentada [36]; (c) Prótese híbrida [36].

Na Figura 3.13 é feita uma análise ao tipo de prótese que tem sido utilizada na artroplastia primária da anca nos últimos anos.

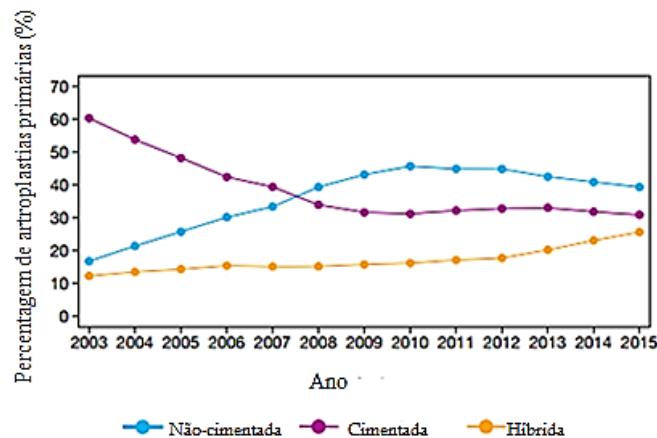


Figura 3.13 – Tipo de prótese usada na artroplastia primária da anca (adaptado de [39]).

3.2.4 Taxas de sucesso da artroplastia da anca

Recorrendo ao relatório anual da “National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man” [39], foram registadas como procedimentos primários, 796636 artroplastias totais da anca entre 1 de Abril de 2003 e 31 de Dezembro de 2015. Falando acerca da taxa de sucesso desta cirurgia, verificaram-se 88822 procedimentos de revisão da artroplastia incluindo procedimentos de revisão múltipla, o que significa assim uma taxa de sucesso de aproximadamente 88,9% (Tabela 3.1).

3. Artroplastia acetabular

Tabela 3.1 – Conjunto de dados para a análise principal de sobrevivência (adaptado de [39]).

	Articulação da anca
Número de pacientes	691254
Número (%) de pacientes com procedimento cirúrgico apenas numa das ancas	585872 (84,8%)
Número (%) de pacientes com procedimento cirúrgico em ambas as ancas, mas em datas diferentes	101389 (14,7%)
Número (%) de pacientes com procedimento cirúrgico em ambas as ancas na mesma data (operações bilaterais)	3993 (0,6%)
Número total de procedimentos primários	796636
Número de procedimentos primários alvos de uma revisão	88822 (11,1%)

Um total de 60% dos procedimentos primários foi realizado em mulheres com uma idade média de 69 anos, sendo a osteoartrose o diagnóstico predominante em 92% dos casos. A forma mais comum de fixação continua a ser a não-cimentada, apesar de haver uma queda de 46% para 39% comparativamente a 2010. Quanto à fixação cimentada, esta permaneceu bastante estática ao longo dos últimos sete anos em pouco mais de 30%. A fixação híbrida observada recentemente tem aumentado e agora representa 26% dos casos. Para os três tipos de fixação, o material usado continua a ser metal-polietileno. Na implantação não-cimentada, bem como na híbrida, há uma tendência para o aumento do uso de cerâmica-polietileno [39].

As estimativas de risco de revisão para o período em questão, indicam taxas mais baixas na população de fixação cimentada, cerca de 3,93% em comparação com 8,37% no grupo não-cimentado. No entanto, o grupo não-cimentado continha a maioria das articulações metal-metal e quando a fixação não-cimentada utilizava um componente de metal-polietileno, a estimativa de revisão era de apenas 5,46%. O menor risco de revisão em todas as categorias foi consistente com o uso de componente de cerâmica-polietileno. A probabilidade de revisão foi de 3,08% para a fixação cimentada, 4,19% para a não-cimentada e por último 3,29% aproximadamente com a fixação híbrida [39].

A análise continuou a mostrar o aumento do risco de revisão para pacientes mais jovens. Por exemplo, mulheres com menos de 55 anos de idade que tenham sido submetidas a artroplastias da anca cimentadas, o risco de ser necessário realizar uma revisão situou-se perto de 5,85% em comparação com 2,02% para mulheres com mais de 75 anos. Ficou patente que existe uma relação inversa entre a probabilidade de revisão e a idade do paciente. Relacionando o tamanho da cabeça com as taxas de revisão para superfícies de contacto metal-metal e cerâmica-polietileno, foi possível indicar um tamanho de cabeça ideal entre 26 e 32mm, correspondendo também ao diâmetro interno do componente acetabular associado. Os tamanhos de cabeça de 36mm para cima estão aliados a taxas de falha cada vez maiores [39].

Neste relatório anual é referido também as seis indicações mais comuns e que estão na causa da revisão da artroplastia total primária da anca, sendo elas por ordem de frequência, perda asséptica, dor, reação adversa do tecido mole a partículas do material do implante, luxação do implante, infeção e fratura periprotética. A taxa de revisão para a perda asséptica, dor e reação adversa do tecido mole aumenta ao longo do tempo, alcançando um máximo de

cinco anos. A taxa de revisão para a luxação do implante, infecção e fratura periprotética é maior no primeiro ano após a cirurgia [39].

De acordo com a Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos, de todas as artroplastias totais da anca realizadas todos os anos nos Estados Unidos, no que diz respeito a taxas de sucesso, mais de 95% são bem-sucedidas com os pacientes a demonstrarem alívio da dor e sem ser necessário cirurgia de revisão. A taxa de sucesso das artroplastias da anca 10 anos após a cirurgia é de 90 a 95% e passados 20 anos é de 80 a 85% [40].

3.2.5 Revisão acetabular

3.2.5.1 Introdução

Para Ulrich et al. [41], apesar da artroplastia total da anca apresentar elevadas taxas de sucesso a 10 ou mais anos, principalmente em pacientes mais idosos, é necessário lembrar que as próteses colocadas têm uma duração limitada. Particularmente torna-se um problema quando a cirurgia inicial se realiza em pacientes mais jovens, com um nível elevado de atividade física e uma longa esperança de vida. É consensual que esta complicação se deve a fatores mecânicos, biológicos e às reações do organismo às partículas provenientes do desgaste dos materiais protéticos [42]. De facto, as limitações na sobrevivência do componente acetabular a longo prazo geralmente resultam na necessidade de uma revisão da artroplastia total da anca. As indicações cirúrgicas incluem o mau posicionamento dos componentes, a perda asséptica, o desgaste excessivo do material constituinte das superfícies de contacto, a luxação do implante, a instabilidade da anca devido a fraturas periprotéticas e infecção, sendo algumas destas complicações específicas para se realizar a revisão do componente acetabular. Infelizmente as cirurgias de revisão não são tão bem-sucedidas com as de artroplastia primária [43].

Comparativamente à artroplastia total da anca, a revisão cirúrgica trata-se de um procedimento tecnicamente mais difícil. Para isso contribui o facto de existir uma menor quantidade de osso para ser trabalhado e porque a remoção do cimento aderente ou parafusos consoante o tipo de prótese colocada anteriormente, pode resultar em fratura ou perfuração do osso [44]. Das indicações cirúrgicas, a mais comum é a perda asséptica associada à osteólise. Conforme já mencionado, a osteólise é frequentemente o resultado do desgaste do material, sendo que quanto mais jovem e fisicamente ativo for o paciente, mais rápido se dá o desgaste e conseqüente libertação de partículas. O sistema imunológico reconhece as partículas como estranhas, acabando por gerar uma forte reação que tem como resultado a destruição óssea da zona em volta do componente. Se esta for demasiado grave pode conduzir a falha de fixação, deslocamentos micrométricos e eventualmente agravar a perda asséptica, sujeitando-se a uma fratura óssea espontânea (Figura 3.14). O cirurgião remove o componente desgastado, avalia a quantidade de perda óssea e implanta novo componente, sendo necessário usar enxerto ósseo para reconstruir o conteúdo de osso que foi perdido [45].

Em relação à infecção, na primeira fase dá-se a extração da prótese infectada juntamente com limpeza do osso e posteriormente uso de antibióticos que tratam a infecção. Já a segunda etapa consiste na reimplantação de uma nova prótese. É seguro dizer que uma falha devido a

uma infecção muitas vezes cria um maior desafio operatório para o cirurgião de revisão do que uma articulação que falhou por causa de perda asséptica [45].

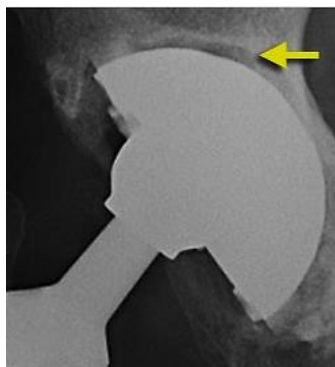


Figura 3.14 – Osteólise periacetabular em progressão [45].

3.2.5.2 Sistema de classificação para defeitos acetabulares

Independente do tipo de prótese utilizada, cimentada ou não-cimentada, aquando da artroplastia na altura de uma revisão cirúrgica, as perdas ósseas acetabulares podem revestir características e gravidades diferentes, obrigando a diversas estratégias de reconstrução. A classificação de Paprosky é o sistema mais amplamente citado e clinicamente implementado. Esta classificação foi desenvolvida para estabelecer o tipo, tamanho e localização do defeito acetabular, bem como, para efeitos de previsão dos aumentos biológicos e dos componentes sintéticos que serão necessários no momento da cirurgia. De um modo geral, a classificação (Figura 3.15) baseia-se principalmente na "presença ou ausência de um rebordo acetabular intacto e na sua capacidade de fornecer suporte rígido para um componente acetabular implantado" [46][47].

Através do recurso a radiografias pré-operatórias, o sistema classifica os defeitos (Tabela 3.2) pela quantidade de migração do componente acetabular e o estado das estruturas de suporte acetabular, incluindo as colunas anterior e posterior, o peso superior do acetábulo e a parede medial [46][48].

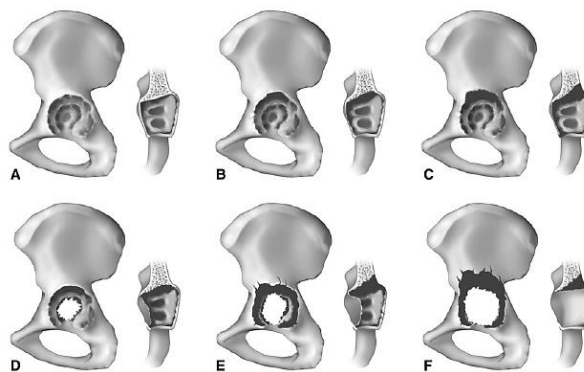


Figura 3.15 – Classificação segundo Paprosky: A -Tipo 1; B -Tipo 2A; C -Tipo 2B; D -Tipo 2C; E -Tipo 3A; F - Tipo 3B [46].

3. Artroplastia acetabular

Tabela 3.2 – Sistema de classificação Paprosky para defeitos acetabulares (adaptado de [47]).

Classificação	Migração do centro da anca	Osteólise isquial	Linha de Kohler	Lágrima	Perda óssea
Tipo 1	Mínima	Nenhuma	Intacta	Intacta	Suave
Tipo 2					
2A	Suave	Suave	Intacta	Intacta	Moderada
2B	Moderada	Suave	Intacta	Intacta	Moderada
2C	Suave	Suave	Interrompida	Lise moderada	Moderada
Tipo 3					
3A	Severa	Moderada	Intacta	Lise moderada	Severa
3B	Severa	Severa	Interrompida	Lise severa	Severa

Segundo Telleria e Gee [46], esta classificação é dividida em três grupos consoante o aumento do grau da perda óssea. Os defeitos do tipo 1 envolvem a mínima perda óssea focada, com manutenção da forma hemisférica do acetábulo. As estruturas de suporte, incluindo as paredes e colunas acetabulares, estão todas intactas e sem migração do centro da anca (componente). Os defeitos do tipo 2 apresentam perda óssea moderada, paredes deficientes mas colunas acetabulares intactas e com menos de 2 cm de migração no centro da anca. Quanto aos defeitos do tipo 3, estes apresentam uma ampla erosão global do acetábulo com atenuação ou destruição de todas as estruturas de suporte e com mais de 2 cm de migração do centro da anca. Esses defeitos podem estar associados à descontinuidade pélvica. De todos os defeitos, os do tipo 3B são os mais severos e caracterizam-se pela destruição de todas as estruturas de suporte acetabular, incluindo ambas as paredes e ambas as colunas.

Na reconstrução acetabular de revisão, o objetivo final passa por restabelecer novamente uma fixação estável e retornar o centro da anca à posição anatômica normal [47].

3.3 Revisão de trabalhos numéricos e experimentais na artroplastia acetabular

3.3.1 Introdução

Com base na informação recolhida, nomeadamente pesquisa de artigos e publicações acerca de modelos numéricos e experimentais do acetábulo, enumerou-se seguidamente três estudos que contêm informações pertinentes e essenciais relativamente ao comportamento mecânico evidenciado pela articulação acetabular nativa e/ou protésica. De um modo geral, os resultados obtidos nos estudos permitem uma avaliação do comportamento ao nível das tensões e deformações principais presentes nas estruturas ósseas. São tidas em consideração nas simulações, atividades do dia-a-dia como caminhar, subir e descer escadas. Nestes artigos, nas simulações experimentais são usados ossos de cadáveres ou ossos pélvicos de bovinos em deterioramento de ossos reais. Consoante o artigo, pode ou não estar incluído nas simulações as ações musculares e ligamentos presentes na articulação da anca. A maioria destes estudos não usa a cartilagem para validação ou comparação entre a articulação natural e a implantada, analisa apenas o comportamento da articulação antes e após a artroplastia.

3.3.2 Trabalhos numéricos e experimentais

No trabalho com o título “*The influence of acetabular bone cracks in the press-fit hip replacement: Numerical and experimental analysis*” [49] foi estudado, com recurso a modelos experimentais e numéricos, a substituição total da anca em termos de distribuição de tensões e deformações. Foram avaliadas numericamente as diferenças entre modelos intactos e implantados, com e sem fissuras, por forma a entender-se como podem alterar a biomecânica do osso circundante. Na simulação do comportamento das estruturas ósseas, em vez de ossos reais, nomeadamente de cadáveres, optaram pelo uso de ossos sintéticos, uma vez que as estruturas ósseas cadavéricas devido a factores associados ao paciente, estilo de vida e idade, exercem alguma influência nas respetivas propriedades mecânicas e ao mesmo tempo não permitem uma análise generalizada e realista de toda a população. Relativamente aos ossos sintéticos, estes não se degradam e permitem um teste mais credível. São compostos por fibra de vidro reforçada com resina epóxi no seu exterior e espuma de poliuretano no seu interior.

Utilizaram modelos compostos de um íliaco e de um fémur, ambos pertencentes ao lado esquerdo. Para avaliar o comportamento do modelo, foram colocados dois medidores triaxiais perto da cabeça do fémur (um na linha proximal da cápsula e crista intertrocanterica e outro no lado anterior do colo do fémur) e quatro ao redor da cavidade acetabular (dois na região anterior-posterior e dois na parte superior da cavidade acetabular) como mostrado na Figura 3.16. Trata-se do método experimental mais utilizado tendo como principal vantagem a sua simplicidade, embora algumas precauções sejam tomadas. O modelo experimental foi colocado na máquina de carga em posição anatómica, respeitando os planos sagital (7°) e frontal (9°) do fémur, sendo o íliaco segurado através de um sistema de fixação nas asas do ílio e da tuberosidade isquiática. Por outro lado, o fémur foi sustentado por uma calota esférica na região distal, permitindo a sua rotação quando a carga for aplicada. O sistema de fixação permitiu a distribuição da carga em quatro pontos do íliaco, sendo aplicada uma carga vertical de 2300N (Figura 3.16).

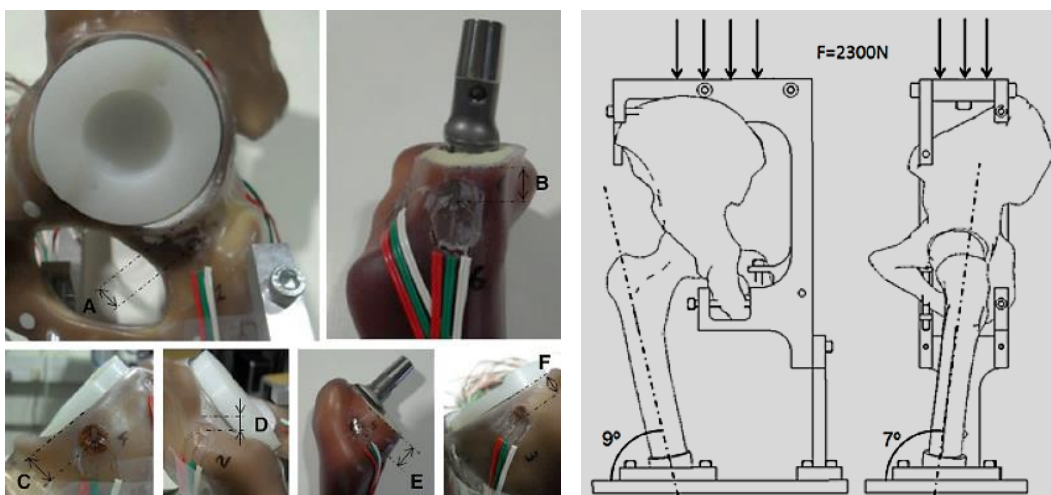


Figura 3.16 – Posicionamento dos medidores de tensão triaxial ($A = 0,5 \text{ mm}$; $B = 1 \text{ mm}$; $C = 1 \text{ mm}$; $D = 0,5 \text{ mm}$; $E = 1,5 \text{ mm}$; $F = 0,5 \text{ mm}$) e respetiva configuração experimental [49].

3. Artroplastia acetabular

No que diz respeito a resultados de interesse, as deformações principais máximas no modelo implantado diminuíram em torno da cavidade acetabular em quase toda a sua superfície (Figura 3.17). De assinalar uma diferença significativa de 60% entre as posições posterior (P) e superior (S), atingindo os 80% numa pequena região perto do lado A, comparativamente ao modelo intacto. Em relação às deformações principais mínimas, a principal diferença entre modelos ocorreu perto da posição anterior (A) e entre a posterior e superior. Quanto à distribuição da tensão de von Mises, os valores são mais baixos para o modelo intacto em torno da superfície acetabular, sendo a diferença mais evidente de 75% e 78% nas regiões posterior e anterior, respetivamente (Figura 3.17).

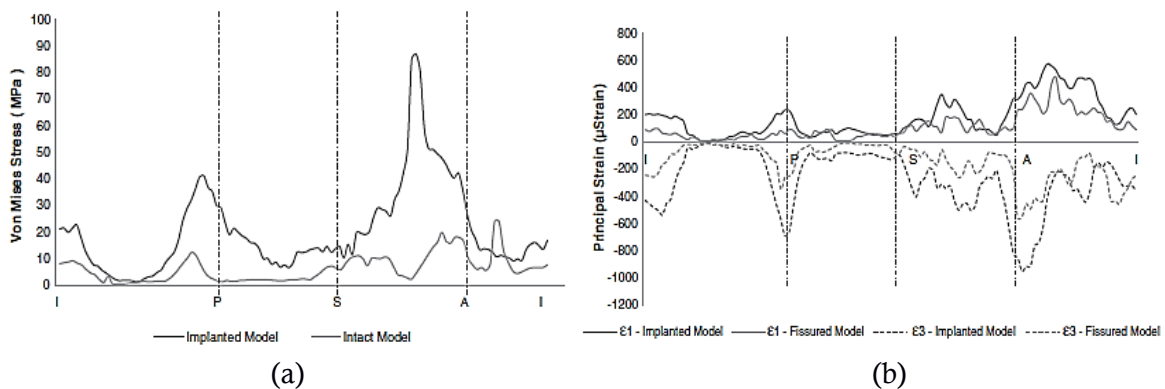


Figura 3.17 – (a) Tensão de von Mises nos modelos intactos e implantados (sem fissura) [49];
(b) Deformações principais máximas e mínimas dos modelos implantados (com e sem fissura) [49].

Num outro trabalho “*In Vitro Fatigue Failure of Cemented Acetabular Replacements: A Hip Simulator Study*” [50] foi efetuado um estudo in vitro do comportamento mecânico relativamente a falhas por fadiga ocorridas em substituições acetabulares cimentadas efetuadas numa artroplastia total da anca. Para tal efeito foi necessário recorrer a um simulador de anca, projetado com o intuito de simular a direção e a magnitude da força de contacto da anca em condições de carga fisiológicas típicas, incluindo atividades como a caminhada e a subida de escadas, conforme relatado por Bergmann et al. [51]. A célula de teste foi projetada para manter um osso hemipélvico com um componente acetabular cimentado, encontrando-se este articulado a uma cabeça femoral esférica através da qual a carga é transmitida (Figura 3.18). A restrição principal da amostra foi conseguida na tuberosidade ilíaca através de moldes de massa epóxi para aplicar pressão uniforme. Uma restrição parcial também foi aplicada à articulação púbica para manter a condição de simetria da Pélvis enquanto permite movimentos no plano sagital.

Os ossos pélvicos usados eram de bovinos e foram implantados com um componente acetabular Charnley, apresentando um diâmetro exterior/interno de 53/22 mm e inserido em uma posição padrão com uma camada de cimento de 3,5 mm de espessura. As simulações foram realizadas sob condições de carga selecionadas para indivíduos com um peso corporal entre os 75-125 kg. Ficou patente na análise dos elementos finitos que as distribuições de tensão no manto de cimento e na interface osso-cimento não são afetadas nem pela geometria nem pelas condições de fronteira do modelo.

3. Artroplastia acetabular

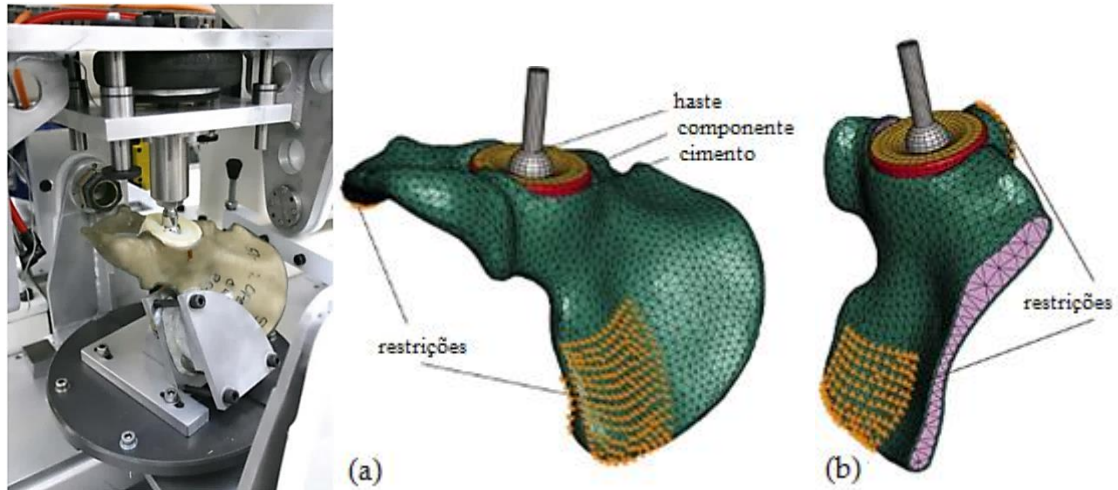


Figura 3.18 – Simulador de anca quatro estações de Portsmouth carregado com uma amostra em uma das células de teste [50]. (a): Simulação das condições de restrição dos modelos A e B (adaptado de [50]). (b): Simulação das condições de restrição do modelo D (adaptado de [50]).

Quanto a resultados concretos, é de salientar que no geral, a distribuição da tensão de von Mises em todos os modelos nos casos de carga selecionados pareceu ser semelhante. A tensão máxima de von Mises deu-se consistentemente a 16% do ciclo de marcha no quadrante posterior-superior, com um índice de tensão normalizado entre 1 (Modelo A) e 1,145 (Modelo D). Em relação ao padrão de distribuição de tensão na subida de escadas, este aparentou ser consistente ao da caminhada normal, embora apresenta-se um índice de tensão de maior magnitude (1,211) para a posição de apoio apenas numa perna. A tensão máxima de von Mises na descida de escadas ocorreu numa parte posterior do ciclo de carga (56% em oposição a 18% na subida de escadas), com uma magnitude ainda maior de 1,412 (Figura 3.19).

O desempenho do simulador mostrou-se satisfatório em termos de carga e respostas de movimentos em relação às várias simulações efetuadas, sendo que os resultados experimentais preliminares sugerem a desagregação quase completa na interface osso-cimento como principal mecanismo de falha em substituições acetabulares cimentadas. Para além disso, comprovaram que a descida de escadas em comparação com a subida de escadas e caminhada é mais prejudicial no que diz respeito à integridade da fadiga da fixação do cimento.

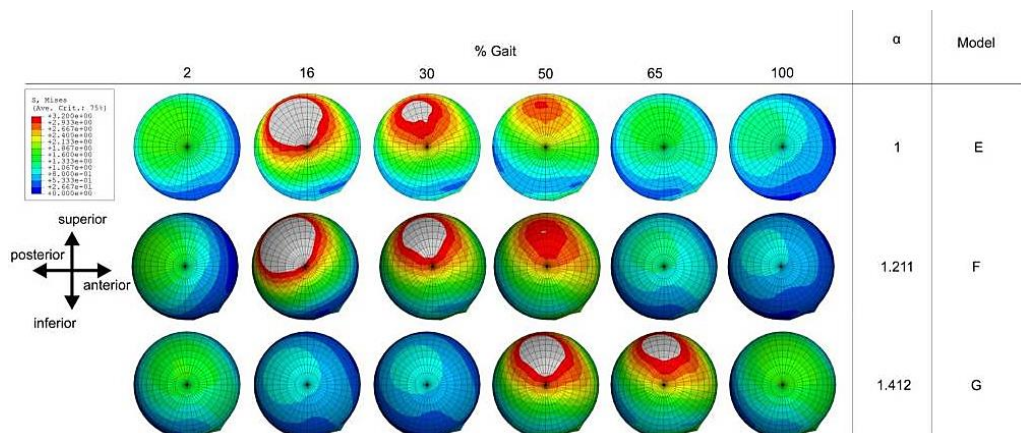


Figura 3.19 – Comparação das tensões de von Mises no manto de cimento perto da interface de cimento ósseo para as atividades: caminhada normal (E), subida de escadas (F) e descida de escadas (G) [50].

3. Artroplastia acetabular

No trabalho “The effect of boundary constraints on finite element modelling of the human Pélvis” [52] procedeu-se à construção de uma série de modelos de análise de elementos finitos da mesma pélvis humana com o intuito de investigar a sensibilidade das supostas distribuições de tensão ao tipo de condições de fronteira aplicadas, em particular para representar a articulação sacroilíaca e a sínfise púbica. Neste estudo as forças experimentadas pela Pélvis durante a caminhada, foram previstas usando um modelo músculo-esquelético. Este modelo possui uma representação detalhada da extremidade inferior, incorporando revestimento muscular completo e contendo inúmeras cadeias para grandes músculos, com o propósito de captar as numerosas linhas de ação. Nas simulações efetuadas, analisaram um único ciclo de marcha que consistia em uma fase de postura da perna esquerda e as forças dos 22 músculos que abrangem a articulação da anca. Foram registados também os resultados das resultantes da força de reação da articulação. No total foram construídos cinco modelos de análise de elementos finitos (Figura 3.20), tendo como parâmetros de análise comparativa o efeito das condições de fronteira sobre a biomecânica pélvica, a deformação prevista, a tensão de von Mises e as principais distribuições de deformação principal (tração e compressiva).

Cada modelo foi analisado durante os regimes de carga de 15% e 48%, correspondentes a fases do ciclo de marcha onde verifica-se as maiores reações da articulação da anca, sendo o deslocamento previsto e as distribuições de tensão e deformação comparadas no osso cortical da meia Pélvis esquerda.

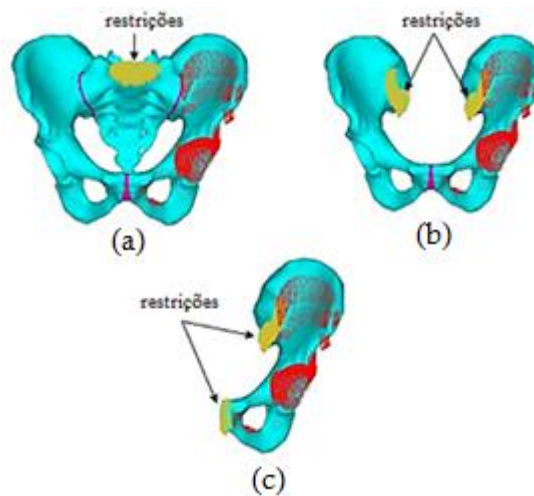


Figura 3.20 – (a) Modelo 1; (b) Modelo 3; (c) Modelo 5. Modelos 2 e 4 não são mostrados porque são visualmente semelhantes aos Modelos 3 e 5, respetivamente. A carga indicada pelas setas vermelhas era idêntica em todos os modelos (adaptado de [52]).

Como os Modelos 4 e 5 são os mais preponderantes para o trabalho atual serão evidenciados apenas os resultados alusivos a estes modelos (Figura 3.21).

3. Artroplastia acetabular

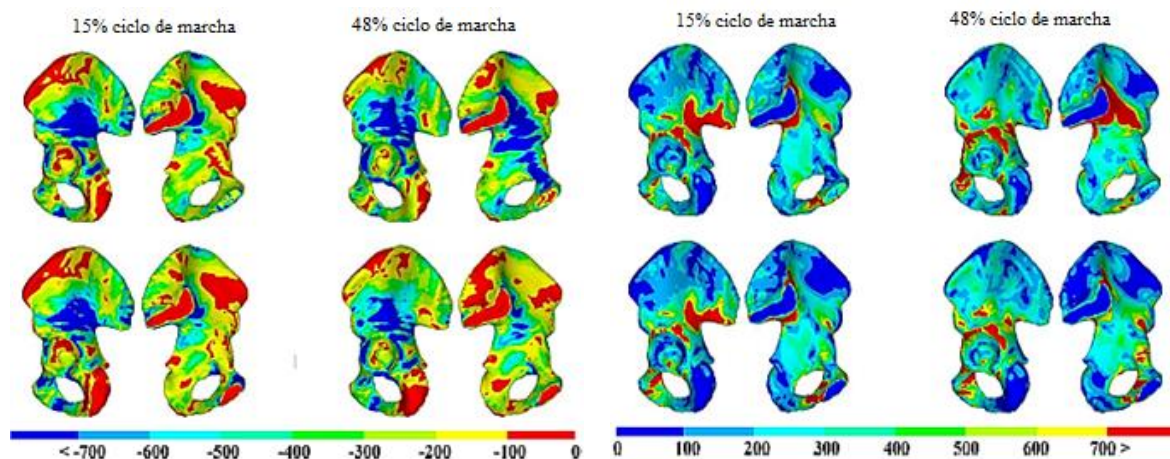


Figura 3.21 – (a) Distribuição da deformação compressiva ($\mu\epsilon$) da meia Pélvis esquerda para os modelos 4 e 5; (b) Distribuição da deformação de tração ($\mu\epsilon$) da meia Pélvis esquerda para os modelos 4 e 5 (adaptado de [52]).

Quanto às deformações compressivas registou-se uma variação no Modelo 4, já que o regime de carga de 15% produziu um leve alívio de deformação em torno da articulação sacroilíaca medialmente, embora este fosse acompanhado por uma grande concentração de alta deformação na zona lateral inferior do ílio. Em contraste, o Modelo 5 mostrou deformações visivelmente mais baixas em torno da articulação sacroilíaca e aumento das deformações em torno da sínfise púbica, para ambos os regimes de carga. Para a distribuição das deformações de tração, o alívio da deformação foi observado em torno da articulação sacroilíaca nos Modelos 4 e 5 (com exceção do Modelo 4 sob o regime de carga de 48%), enquanto as grandes deformações de tração concentraram-se na lateral do corpo da púbis e na periferia da sínfise púbica.

Capítulo 4

Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

4.1 Introdução

Neste capítulo são apresentadas todas as etapas que contribuíram para o desenvolvimento dos modelos de elementos finitos intacto e artroplástico do acetábulo. Primeiramente foi realizada uma reconstrução geométrica da estrutura óssea da Pélvis, em material compósito, com recurso a imagens de tomografia axial computadorizada e também se procedeu à modelização geométrica do componente acetabular. Com os modelos geométricos finalizados, desenvolveram-se os modelos de elementos finitos do estado intacto e implantado da articulação passando estes pelas etapas de definição de contactos entre materiais, propriedades dos materiais, geração da malha e condições fronteira com a aplicação de forças fisiológicas. As forças fisiológicas analisadas são representativas do ciclo de marcha em três fases distintas deste ciclo. Foram posteriormente analisados e comparados os resultados das deformações no osso cortical e esponjoso, assim como os níveis de tensão no componente acetabular e cimento ósseo para cada caso de carga.

4.2 Materiais e Métodos

4.2.1 Modelos geométricos

Para o desenvolvimento do modelo geométrico da meia Pélvis, foi necessário recorrer a imagens de tomografia axial computadorizada (TAC) de um modelo ósseo em material sintético da Sawbones Pacific Research Labs (Sawbones, Vashon, EUA), modelo nº 3405. Estes modelos em material compósito caracterizam-se do ponto de vista estrutural por serem constituídos por um núcleo em espuma rígida de poliuretano que replica o comportamento mecânico do osso esponjoso (ASTM D-1621) e por uma espessura superficial em resina epóxi reforçada com fibra de vidro que simula o comportamento estrutural do osso cortical. Estas imagens foram disponibilizadas em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Adquiridas as imagens neste formato, foi preciso processá-las num *software* dedicado, sendo estas editadas e segmentadas de maneira a permitir a obtenção do modelo 3D da estrutura óssea. Em primeiro lugar foram importadas as imagens 2D no *software 3D Slicer*, estando estas dispostas em quatro diferentes janelas (Figura 4.1), permitindo a sua visualização em diferentes planos (vista original axial, vista no plano sagital e transversal, e uma vista 3D do modelo). Como as imagens importadas também continham o fémur e outros elementos, foi selecionada a região de interesse (íliaco e acetábulo) utilizando a ferramenta *CropVolume*. Após a seleção das imagens, de forma a permitir uma melhor extração da informação para a obtenção do modelo 3D foi utilizada a ferramenta *Threshold* (Figura 4.1),

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

tratando-se esta de uma técnica muito prática e útil na realização da segmentação das imagens.

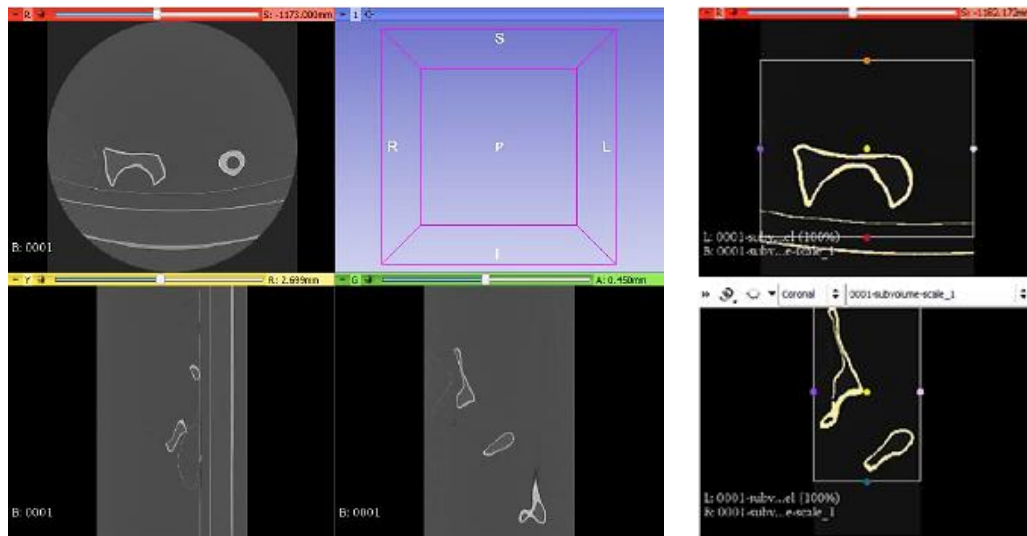


Figura 4.1 – Diferentes vistas das imagens 2D importadas no software 3D Slicer (à esquerda) e ferramenta Threshold aplicada antes do tratamento manual (à direita).

De seguida, a zona interior das imagens adquiridas através da segmentação automática foi pintada manualmente, fatia a fatia. Após estas estarem finalmente segmentadas, o software de reconstrução reconhece em cada uma delas a área seleccionada (pintada) e a partir da sobreposição das mesmas, é gerado o modelo virtual 3D. Este processo foi efetuado em duas situações, uma para a obtenção de um modelo volumétrico sólido e outra para a obtenção do modelo esponjoso (Figura 4.2).

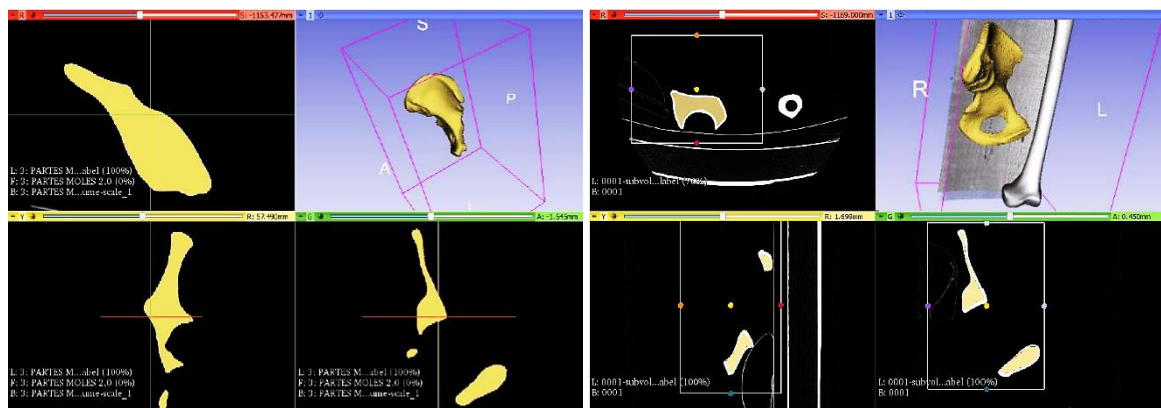


Figura 4.2 – Obtenção dos modelos sólido e esponjoso.

Por fim, os dados destes modelos virtuais foram exportados em formato *stl* para outro tipo de softwares que serão abordados. Os volumes 3D criados apresentam uma superfície irregular, proveniente do facto de terem sido obtidos por camadas. Posto isto, procedeu-se ao refinamento das superfícies dos modelos e eliminação de imperfeições, através do software *Meshmixer*, utilizando a ferramenta *RobustSmooth* (Figura 4.3).

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

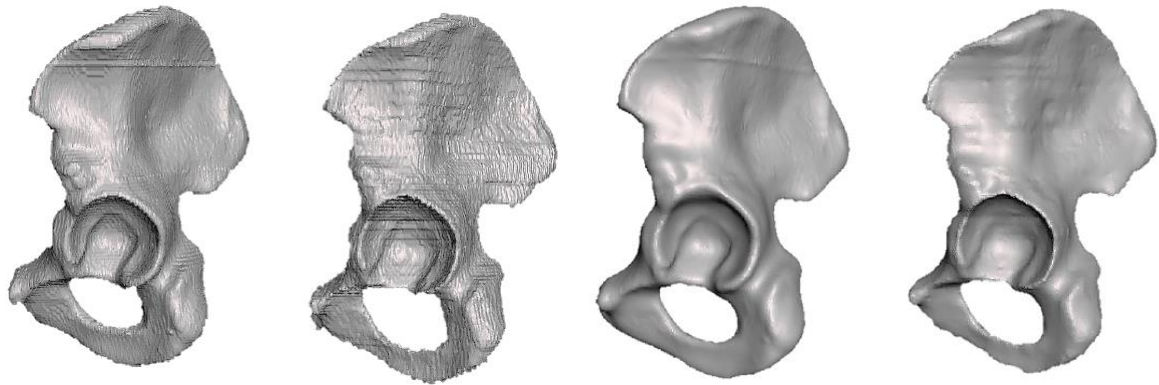


Figura 4.3 – Modelos sólido e esponjoso antes e após o refinamento das superfícies.

Sendo os modelos reconstruídos e conseqüentemente refinados, estes foram importados para o *software CATIA V5R20*, para serem modelados e estarem prontos para a simulação. Após os modelos sólido e esponjoso terem sido importados individualmente para o *CATIA V5R20*, deu-se início à fase de modelação com a junção das nuvens de pontos, sendo para isso necessário recorrer ao módulo Shape do programa. Neste módulo, usou-se as opções *Digitized Shape Editor* e *Generative Shape Design*, criando as respetivas malhas. Através da ferramenta *Automatic Surface* no *Quick Surface Reconstruction* obteve-se os modelos superfície e de seguida os modelos sólidos finais através da ferramenta *Close Surface*.

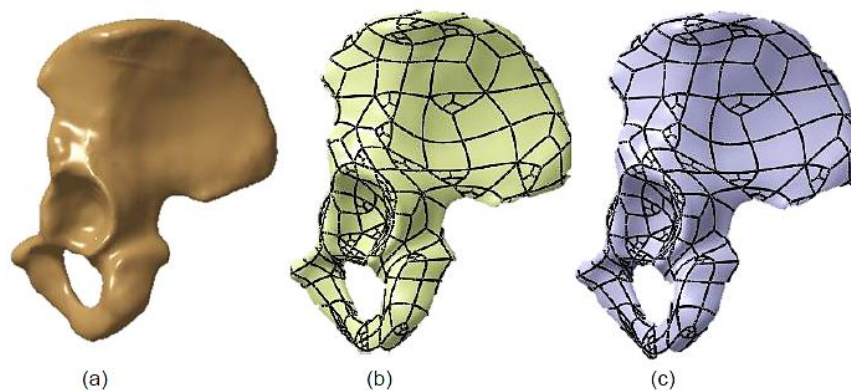


Figura 4.4 – (a) Modelo importado; (b) Modelo superfície; (c) Modelo sólido.

Conforme referido, o modelo geométrico é utilizado em duas situações, modelo intacto e modelo implantado. O modelo intacto representa a articulação acetabular no seu estado natural e o modelo implantado tem como finalidade representar a articulação após a realização da artroplastia acetabular, isto é, após a inserção do implante. Não foi modelada a cartilagem pelo simples facto de tornar o modelo numérico criado mais fiável comparativamente ao modelo experimental. Tendo os modelos geométricos para o osso sólido e esponjoso, procedeu-se à criação das duas geometrias distintas que constituem o íliaco, o osso cortical e o osso esponjoso. Para isso, foi utilizado a ferramenta *Remove*, removendo ao modelo sólido o modelo esponjoso e permitindo assim a obtenção do osso cortical, o qual

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

apresenta uma espessura de 1-2 mm. Na Figura 4.5 encontram-se representadas três vistas em corte do modelo geométrico final.

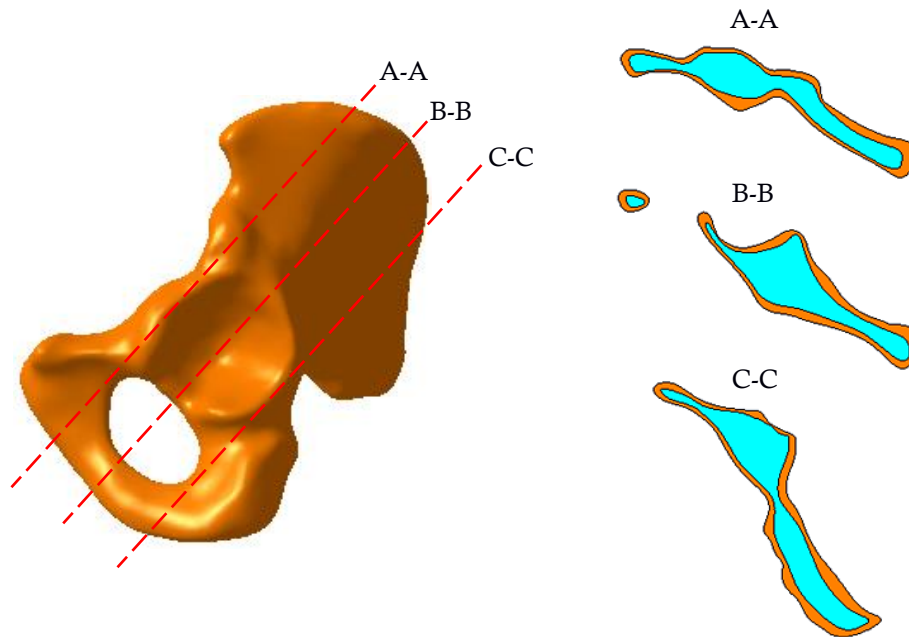


Figura 4.5 – Vistas em corte do modelo geométrico final: osso cortical (cor-de-laranja) e osso esponjoso (azul).

Em relação ao componente acetabular utilizado no modelo implantado este foi modelado diretamente no *software* CATIA V5, através da medição direta de um componente acetabular Durasul™ da Sulzer Orthopedics Inc. (Sulzer, Austin, EUA) [33], com um diâmetro externo de 62 mm e um diâmetro interno de 28mm. Tendo em consideração que este tipo de componente acetabular é fixo ao osso cortical e esponjoso através de um manto de cimento ósseo, procedeu-se à modelação geométrica da camada de cimento ósseo com uma espessura média de 3mm em torno do componente acetabular (Figura 4.6) [53].

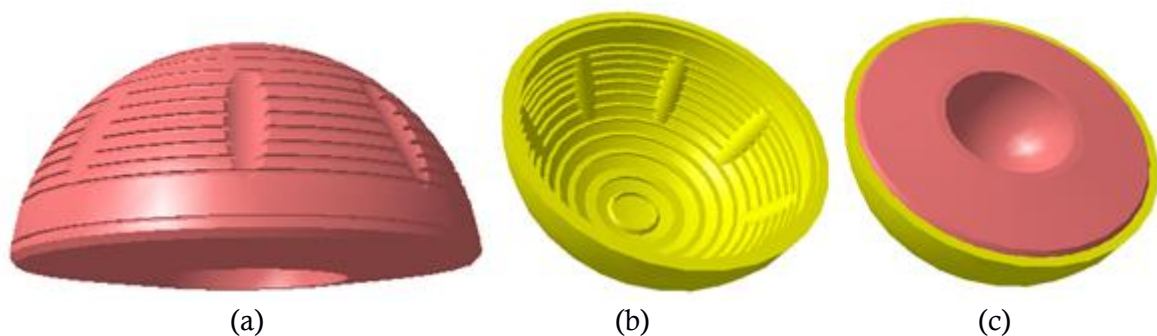


Figura 4.6 – (a) Modelo do componente acetabular; (b) Modelo do cimento ósseo; (c) Modelo implantado.

Após a construção do modelo geométrico do implante juntamente com o cimento ósseo, realizou-se de seguida a implantação deste nos modelos geométricos do osso, através de uma série de comandos existentes no CATIA V5. Foi criada uma ferramenta tipo escareador que

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

permitiu a remoção de material para a colocação do implante (Figura 4.7), exatamente igual ao que acontece na realidade durante o procedimento cirúrgico.

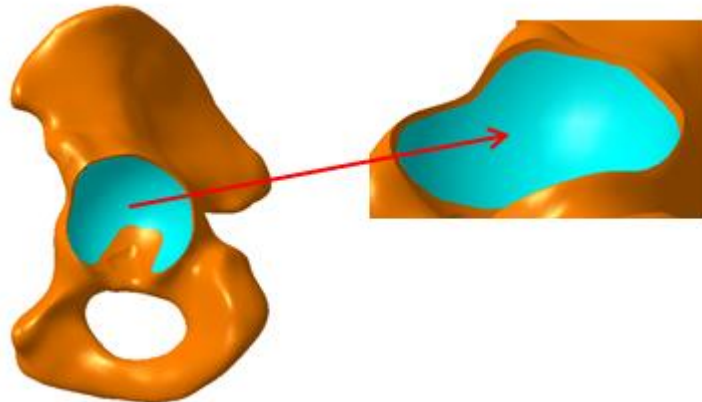


Figura 4.7 – Vista específica da remoção de material ocorrida no modelo implantado.

Por fim, para ambos os modelos foram modelados dois calcadores representando as cabeças femorais. No modelo intacto, a cabeça do calcador femoral possui 50 mm de diâmetro, consoante a medição efetuada a uma cabeça femoral. Já no modelo implantado, uma vez que o implante possui um diâmetro interno de 28 mm é essa a dimensão da cabeça do calcador femoral. Na Figura 4.8 são apresentados os dois modelos finais, intacto e implantado respetivamente.

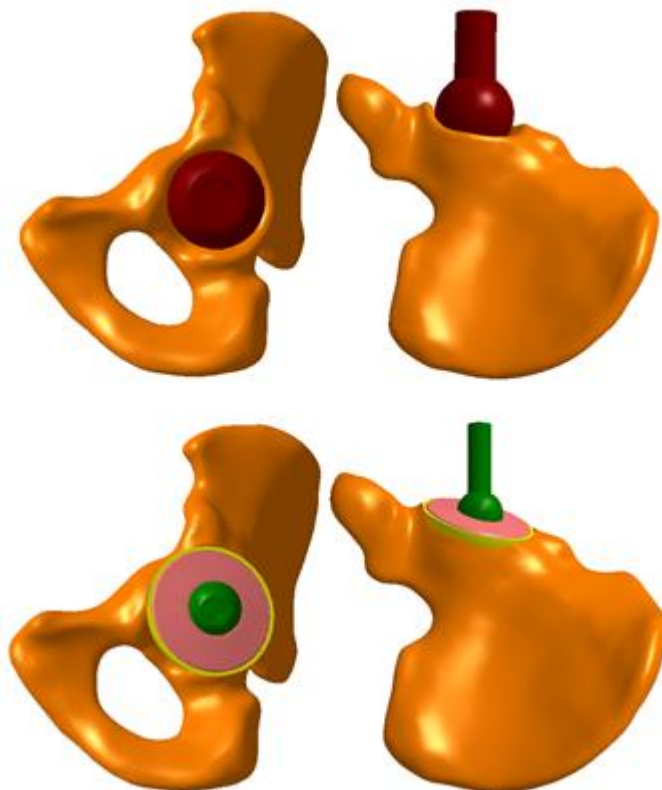


Figura 4.8 – Modelo intacto (em cima) e Modelo implantado (em baixo).

4.2.2 Malha de elementos finitos

Após a conclusão dos modelos geométricos, deu-se início à geração da malha de elementos finitos. Usando o módulo *Analysis & Simulation* do software *CATIA V5R20* criou-se malhas uniformes dos modelos sólidos que compõem quer o modelo intacto, quer o modelo implantado.

No modelo intacto gerou-se no total três malhas de elementos tetraédricos lineares para o osso cortical, osso esponjoso e calcador femoral. Para o osso cortical e esponjoso, o tamanho dos elementos de malha variou entre 14 e 15 mm. Para o caso do calcador femoral, o tamanho dos elementos de malha foi de 2 mm. A seleção do tamanho médio de elemento baseou-se em trabalhos publicados previamente que envolveram modelos numéricos da Pélvis [11][49].

No modelo implantado para além das três malhas de elementos tetraédricos lineares já geradas para o osso cortical, osso esponjoso e calcador femoral, foi necessário gerar ainda adicionalmente para o modelo implantado as malhas correspondentes ao componente acetabular e ao cimento ósseo de fixação. Apesar de o calcador femoral ser diferente em termos de dimensões, assumiu-se as mesmas características do calcador do modelo intacto no que diz respeito à malha. As malhas quer do componente acetabular quer do cimento ósseo, são também malhas de elementos tetraédricos lineares. Tanto para o componente acetabular como para o cimento ósseo, o tamanho dos elementos de malha está entre aproximadamente 6 a 7 mm.

Na Figura 4.9 estão representadas as malhas dos dois modelos, intacto e implantado. O modelo intacto é constituído pelo osso cortical, a azul, pelo osso esponjoso, a amarelo apesar de na Figura não ser possível demonstrá-lo, e por fim pelo calcador femoral, a verde. Já o modelo implantado para além dos três sólidos referidos anteriormente, é constituído adicionalmente pelo componente acetabular, a laranja, e pelo cimento ósseo, a vermelho.

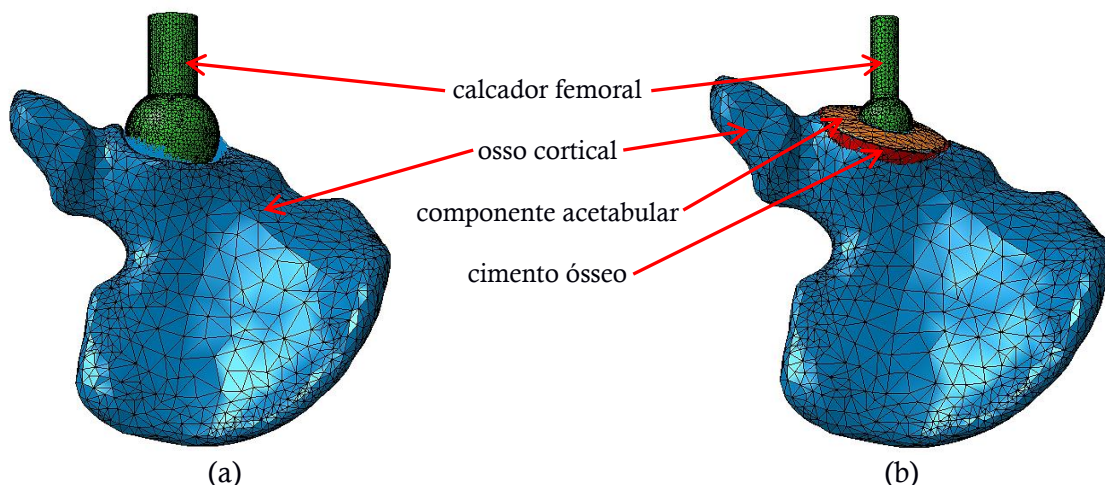


Figura 4.9 – (a) Malha final do modelo intacto; (b) Malha final do modelo implantado.

Na Tabela 4.1 é apresentada a informação sobre as características da malha em termos de nós e elementos.

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

Tabela 4.1 – Características das malhas presentes no modelo intacto e implantado.

	Nós	Elementos
Modelo Intacto		
Osso cortical	6275	20289
Osso esponjoso	3631	12675
Calcador femoral	8619	38775
Modelo Implantado		
Osso cortical	5781	18519
Osso esponjoso	3330	11457
Calcador femoral	2619	10721
Componente acetabular	2662	9900
Cimento ósseo	2322	7181

4.2.3 Propriedades dos materiais

A etapa seguinte consistia na atribuição das propriedades mecânicas dos diferentes materiais, sendo estes considerados com comportamento linear elástico. No caso do modelo intacto foram utilizados três materiais: do osso cortical, do osso esponjoso e material do calcador femoral (alumínio). Para o modelo implantado, no total foram utilizados cinco materiais, os três já referidos mais o material do componente acetabular (UHMWPE) e o material do cimento ósseo de fixação (PMMA). Na Tabela 4.2 estão descritas as propriedades atribuídas a estes materiais com base na indicação dos diferentes fabricantes e bibliografia disponível. De referir que as propriedades do osso cortical e do osso esponjoso foram definidas nos intervalos fornecidos pela empresa fabricante Sawbones Pacific Research Labs (Sawbones, Vashon, EUA) [54]. Já em relação às propriedades dos restantes materiais, essas foram retiradas do livro “Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica” [1] e dos trabalhos numéricos e experimentais enunciados no capítulo 3 [50].

Tabela 4.2 – Propriedades dos materiais utilizados nos modelos [1][50][54].

Estrutura	Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	Resina epóxi	11	0,29
Osso esponjoso	Espuma poliuretano	0,155	0,29
Calcador femoral	Alumínio	73	0,33
Componente acetabular	Polietileno (UHMWPE)	1	0,4
Cimento ósseo	PMMA	2	0,33

4.2.4 Condições de contacto e de fronteira

No que diz respeito às condições de contacto, é nesta etapa que se estabelece os tipos de contactos existentes entre os vários componentes que compõem os dois modelos. Em primeiro lugar foi necessário usar o comando *General Analysis Connection* para seleccionar as faces dos sólidos que estariam em contacto, e posteriormente procedeu-se a associação do tipo de contacto adequado para cada conjunto de faces seleccionadas.

No modelo intacto foram estabelecidos dois contactos: entre o osso cortical e o osso esponjoso, rigidamente ligados, sendo o contacto do tipo *Fastened Connection Property*, e entre o

osso cortical e o calcador femoral, com um contacto do tipo *Contact Connection Property*, considerando um coeficiente de atrito mecânico de 0,1 [49][55].

No modelo implantado gerou-se cinco contactos: entre o osso cortical e o osso esponjoso, entre o osso cortical e o cimento ósseo, entre o osso esponjoso e o cimento ósseo (devido à quantidade de material que foi removido para colocação do implante), entre o cimento ósseo e o componente acetabular e por último entre o componente acetabular e o calcador femoral. Os quatro primeiros foram do tipo *Fastened Connection Property*, ou seja, rigidamente ligados, já o último foi do tipo *Contact Connection Property*, considerando um coeficiente de atrito 0,1 [49][55].

Após serem definidas as condições de contacto, passou-se para as respectivas condições de fronteira, sendo esta a última etapa antes da simulação dos modelos. Nas condições de fronteira estão incluídas as restrições de movimento e a aplicação de forças. Estas foram definidas com base no estudo publicado “*In Vitro Fatigue Failure of Cemented Acetabular Replacements: A Hip Simulator Study*” [50] que condicionam o movimento da Pélvis na zona de ligação à coluna lombar. A restrição de todos os movimentos (encastramento) da Pélvis foi aplicada ao osso cortical nas superfícies assinaladas a azul da Figura 4.10, tendo a carga sido aplicada nos calcadores da cabeça femoral assinalados a vermelho. No caso do calcador femoral, as restrições de movimento foram aplicadas por forma a permitir apenas este deslocar-se na direção da força aplicada, por forma a replicar as condições aplicadas posteriormente ao modelo experimental. Quanto à aplicação da força, esta é feita no topo do calcador femoral. As mesmas condições de fronteira foram aplicadas ao modelo intacto e implantado.

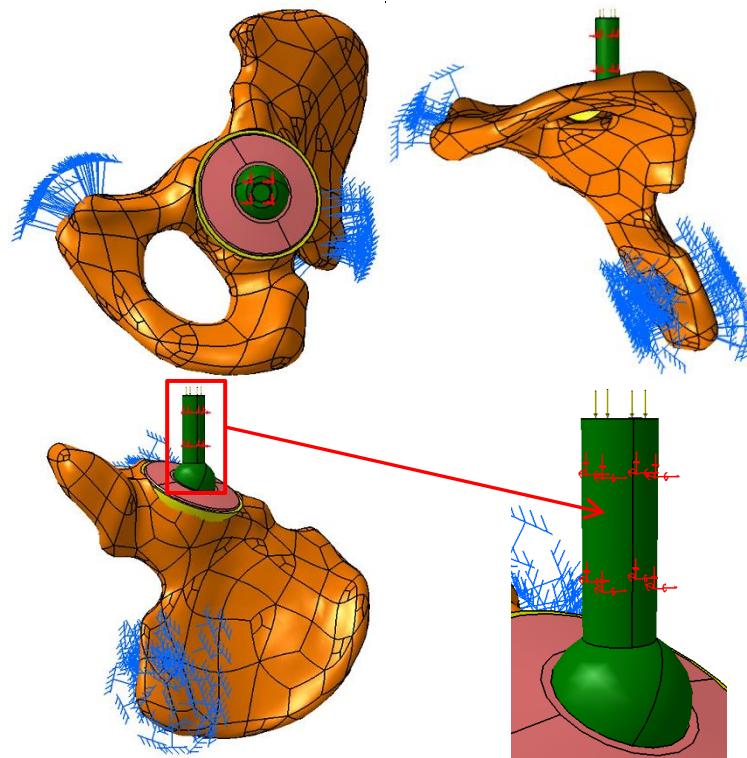


Figura 4.10 – Local da aplicação da força e condições de restrição aplicadas ao modelo.

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

Foram analisados 3 casos de carga distintos, representativos de três diferentes fases do ciclo de marcha, atividade essa realizada frequentemente no dia-a-dia, correspondendo estes a 0%, 15% e 80% (Figura 4.11 e Tabela 4.3). As condições de carga analisadas diferenciaram-se pela magnitude da força aplicada assim como da sua orientação (ângulo) relativamente ao alinhamento da Pélvis [50]. Foi no caso de carga 3 correspondente a 15% do ciclo de marcha que ocorreu o valor máximo da força exercida na articulação.

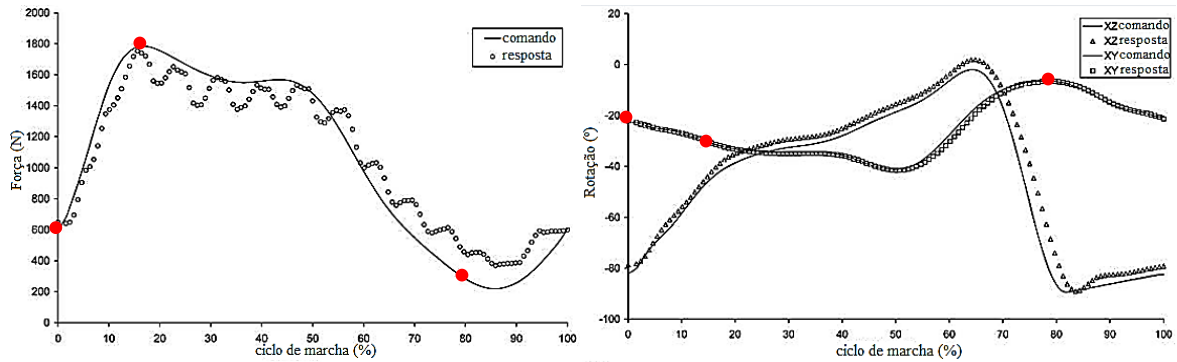


Figura 4.11 – Força aplicada e ângulo da cabeça femoral relativamente à Pélvis para a caminha normal (adaptado de [50]).

Tabela 4.3 – Casos de carga analisados [50].

Atividade	Fase do ciclo	Caso de Carga	Força (N)	Ângulo da cabeça femoral relativamente à Pélvis (°)
Ciclo de marcha	80%	1	300	0
	0%	2	600	20
	15%	3	1800	30

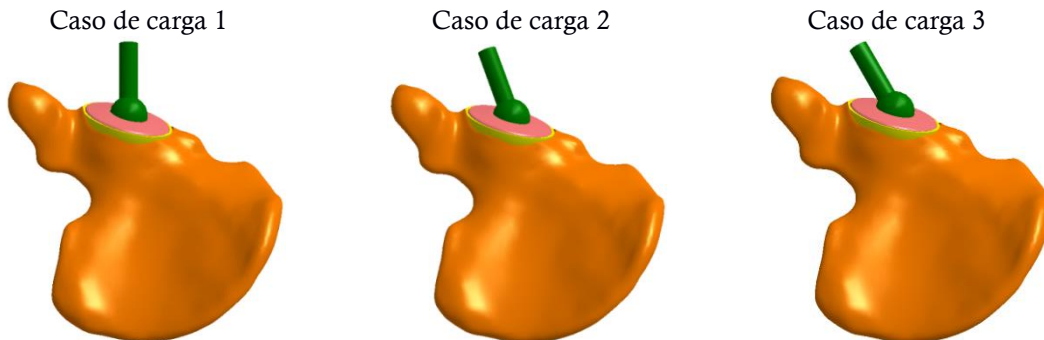


Figura 4.12 – Representação numérica dos 3 casos de carga analisados.

Na secção seguinte, são apresentados os resultados de todas as simulações realizadas para os três casos de carga analisados para o modelo intacto e implantado. A apresentação destes mesmos resultados segue a ordem dos casos de carga. Foram assim analisadas as deformações principais mínimas e máximas no osso cortical e esponjoso por forma a identificar possíveis efeitos de risco de sobrecarga localizada associada a um potencial risco de fratura óssea por efeito de fadiga (cargas cíclicas) ou efeito de *stress-shielding* (redução dos níveis de deformação) normalmente associado a um potencial efeito de reabsorção óssea a termo. Também foram avaliadas as tensões de von Mises no componente acetabular e cimento ósseo por forma a identificar riscos de desgaste no primeiro e risco de fratura no segundo, tendo os respetivos valores obtidos sido comparados com os valores limite indicados na bibliografia.

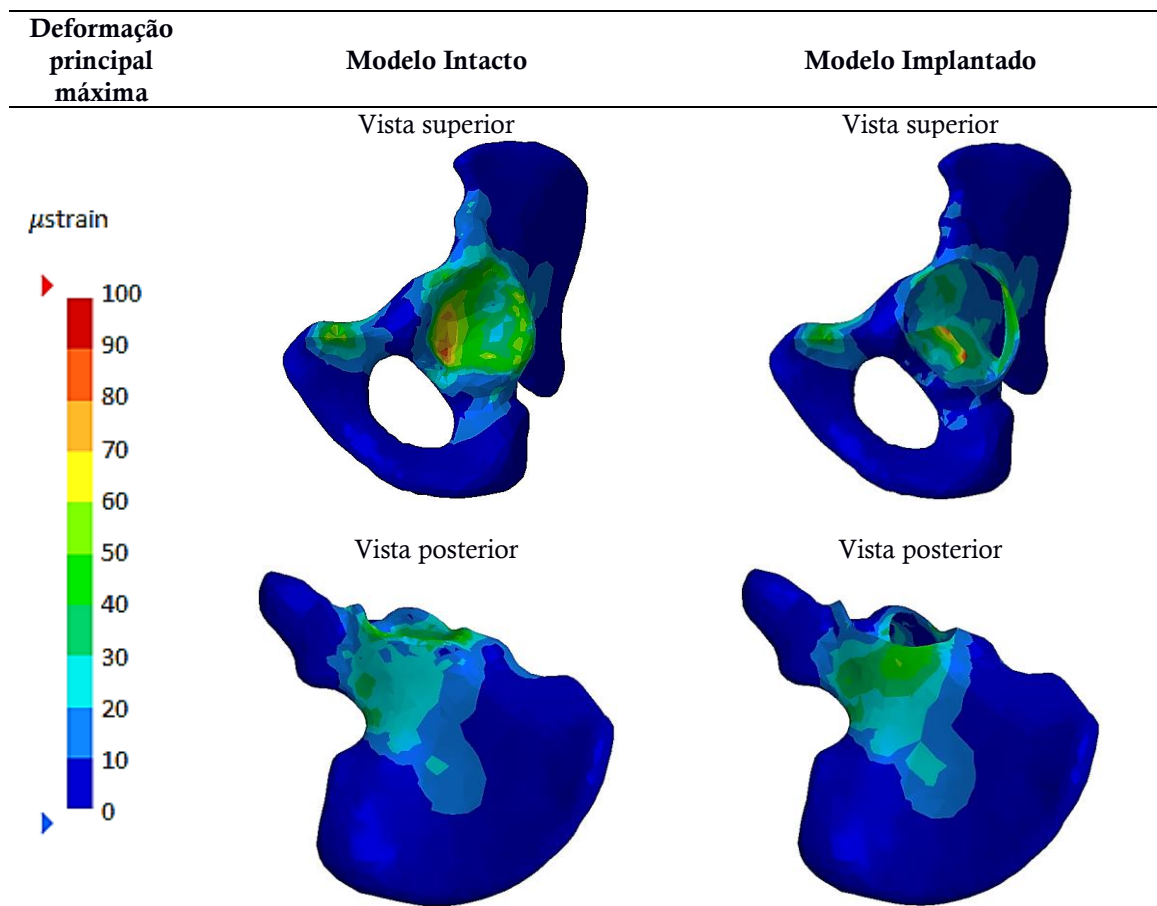
4.3 Resultados

4.3.1 Deformações principais no Osso Cortical

4.3.1.1 Caso de carga 1

As deformações principais máximas e mínimas, no que diz respeito ao osso cortical, encontram-se representadas nas Tabelas 4.4 e 4.5, para o caso de carga 1. No modelo intacto foi possível observar a existência do pico de deformação máxima no interior da cavidade acetabular perto da zona da incisura do acetábulo, com um valor ligeiramente superior a 80 μ strain.

Tabela 4.4 – Deformações principais máximas registadas no osso cortical para o caso de carga 1.

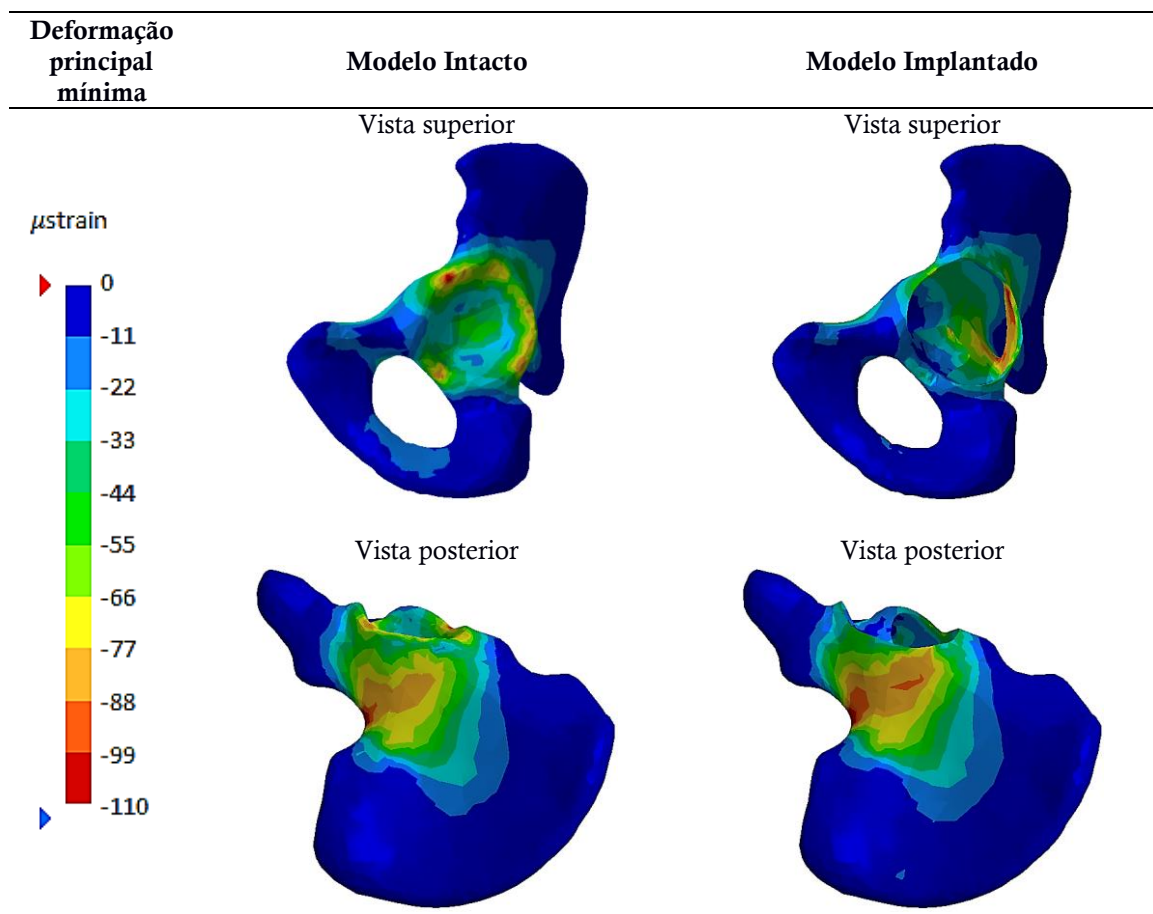


Na zona interior da cavidade acetabular foi registado também a ocorrência de deformações na ordem dos 40-80 μ strain, sendo o resto da distribuição feita pelas zonas adjacentes à cavidade acetabular. Convém referir também a presença de deformações entre os 50-65 μ strain na zona da crista obturatória. Para o modelo implantado, o pico de deformação máxima foi de 115 μ strain e deu-se perto do centro da cavidade acetabular, sendo que nas proximidades desse pico ocorrem deformações na ordem dos 75-90 μ strain. Constatou-se assim que existiu um aumento de 35 μ strain em relação ao valor do pico de deformação

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

máxima registado para o modelo intacto. Na zona da crista obturatória do modelo implantado presencia-se deformações na ordem dos 40-55 μstrain , havendo uma diferença de 10 μstrain em relação às assinaladas nessa mesma zona para o modelo intacto. Os modelos diferem nos valores registados na vista posterior do modelo junto do rebordo acetabular, onde houve um aumento de aproximadamente 25 μstrain , observando-se no modelo implantado nessa zona deformações com valores entre os 40-50 μstrain , enquanto no modelo intacto entre os 10-30 μstrain .

Tabela 4.5 – Deformações principais mínimas registadas no osso cortical para o caso de carga 1.



Relativamente às deformações mínimas, no modelo intacto o valor máximo registado foi de -133 μstrain na zona da incisura isquiática maior, verificando-se perto dessa região deformações superiores a -88 μstrain . Também foi observado valores de deformação de -116 μstrain nas zonas do rebordo acetabular e de -95 μstrain para a região da chanfradura ísquio-púbica. Já interiormente, ou seja, no centro da cavidade acetabular, os valores de deformação situam-se entre os -44 e -55 μstrain . Para o modelo implantado, o pico de deformação mínima foi cerca de -129 μstrain na zona da incisura isquiática maior, o que revela uma diminuição de apenas 4 μstrain em relação ao valor do pico presenciado no modelo intacto. A diferença entre modelos dá-se nessa zona, uma vez que no modelo implantado a área correspondente às deformações superiores a -88 μstrain é maior, conforme demonstram as imagens da vista posterior. No rebordo acetabular registou-se a presença de deformações no valor de -126

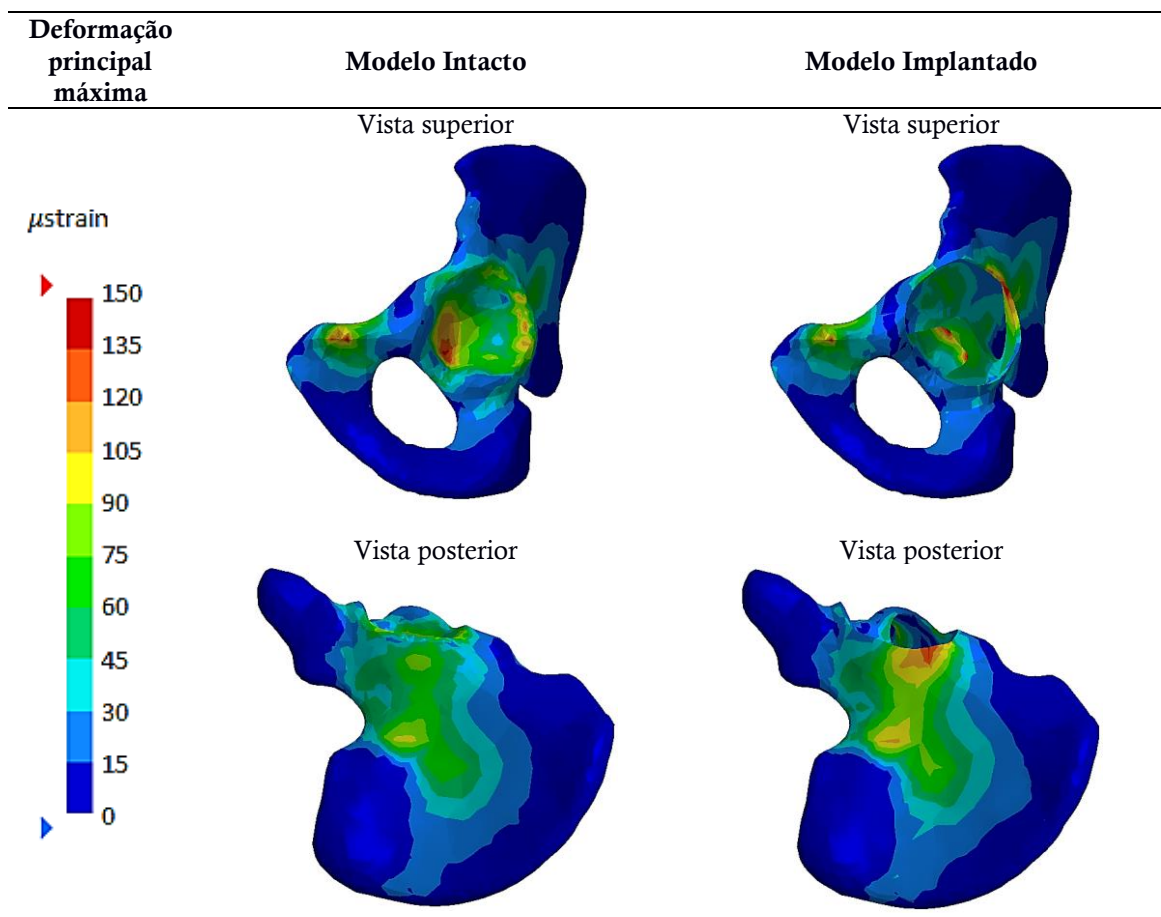
4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

μ strain, muito próximo do valor do pico, sendo ainda observado para o centro da cavidade acetabular uma deformação de cerca de -95μ strain. Em relação à zona da chanfradura ísquio-púbica, o modelo implantado registou uma redução, encontrando-se deformações na ordem dos -40μ strain. Verifica-se também uma diminuição da área afetada pela transferência de carga, perto da zona de junção do ramo do ísquio com o ramo inferior da púbis, comparativamente ao modelo intacto.

4.3.1.2 Caso de carga 2

Para o caso de carga 2, nas Tabelas 4.6 e 4.7 são apresentadas as deformações principais máximas e mínimas correspondentes ao osso cortical. No que diz respeito ao modelo intacto, verificou-se a ocorrência de um pico de deformação máxima na crista obturatória, cerca de 148μ strain. Junto da zona da incisura do acetábulo registou-se um valor muito próximo de 140μ strain.

Tabela 4.6 – Deformações principais máximas registadas no osso cortical para o caso de carga 2.

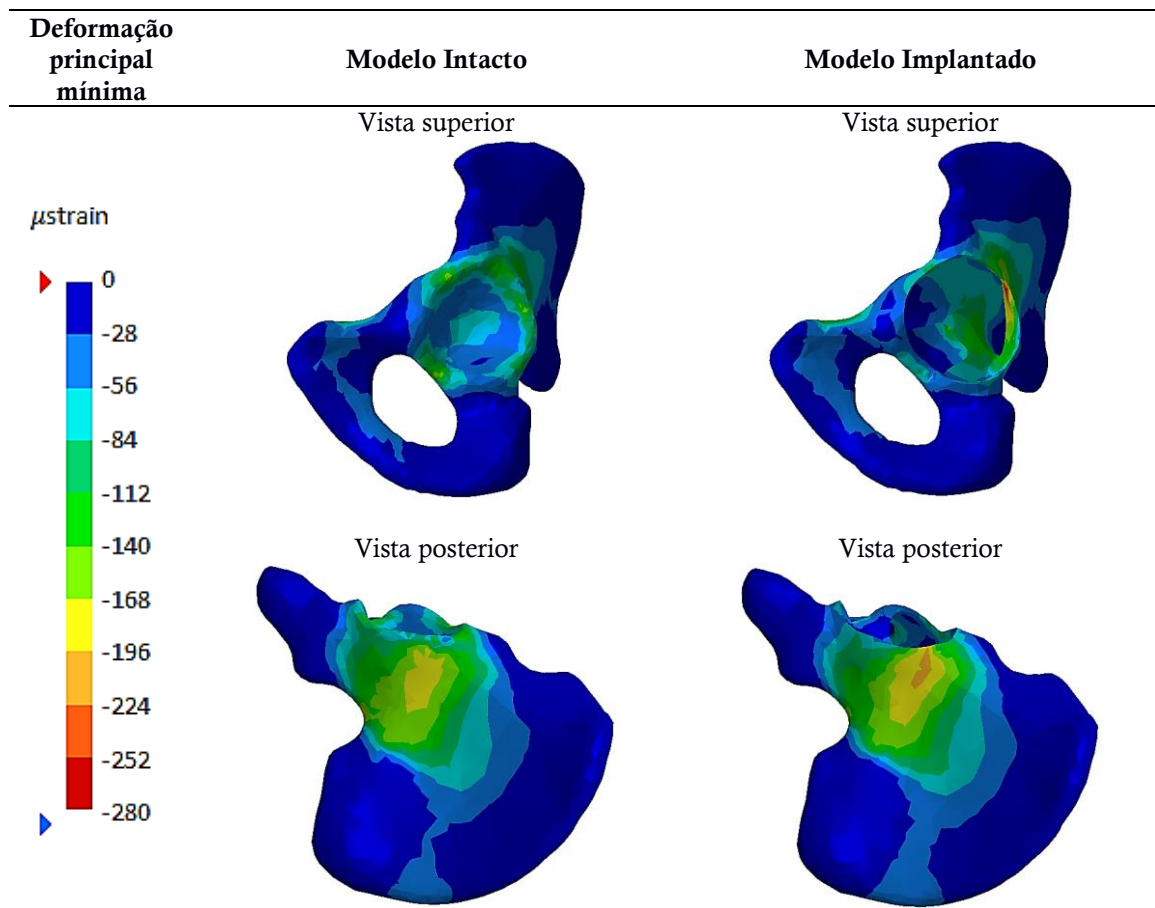


As deformações registadas na direção interior da cavidade acetabular e nas proximidades do pico verificado na crista obturatória apresentam valores na ordem dos 105-

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

135 μstrain . Há ainda uma zona próxima da região da incisura isquiática maior, observada na vista posterior, com deformações na ordem dos 95 μstrain e a qual se prolonga até ao rebordo acetabular, com um decréscimo de 35 μstrain no valor da deformação. No modelo implantado, perto do centro da cavidade acetabular, o valor máximo de deformação foi de 168 μstrain . Isto significa um aumento de aproximadamente 20 μstrain em relação ao pico de deformação máxima do modelo intacto. Na zona do rebordo acetabular registou-se deformações de cerca 155 μstrain e ainda na zona da crista obturatória na ordem dos 140 μstrain . O gradiente apresentado para a vista posterior difere na tal zona próxima da região da incisura isquiática maior e que se prolonga até ao rebordo acetabular, porque os valores das deformações sofreram um aumento comparativamente aos valores verificados para o modelo intacto. As deformações nessa área para o modelo implantado variam entre 90-135 μstrain .

Tabela 4.7 – Deformações principais mínimas registadas no osso cortical para o caso de carga 2.



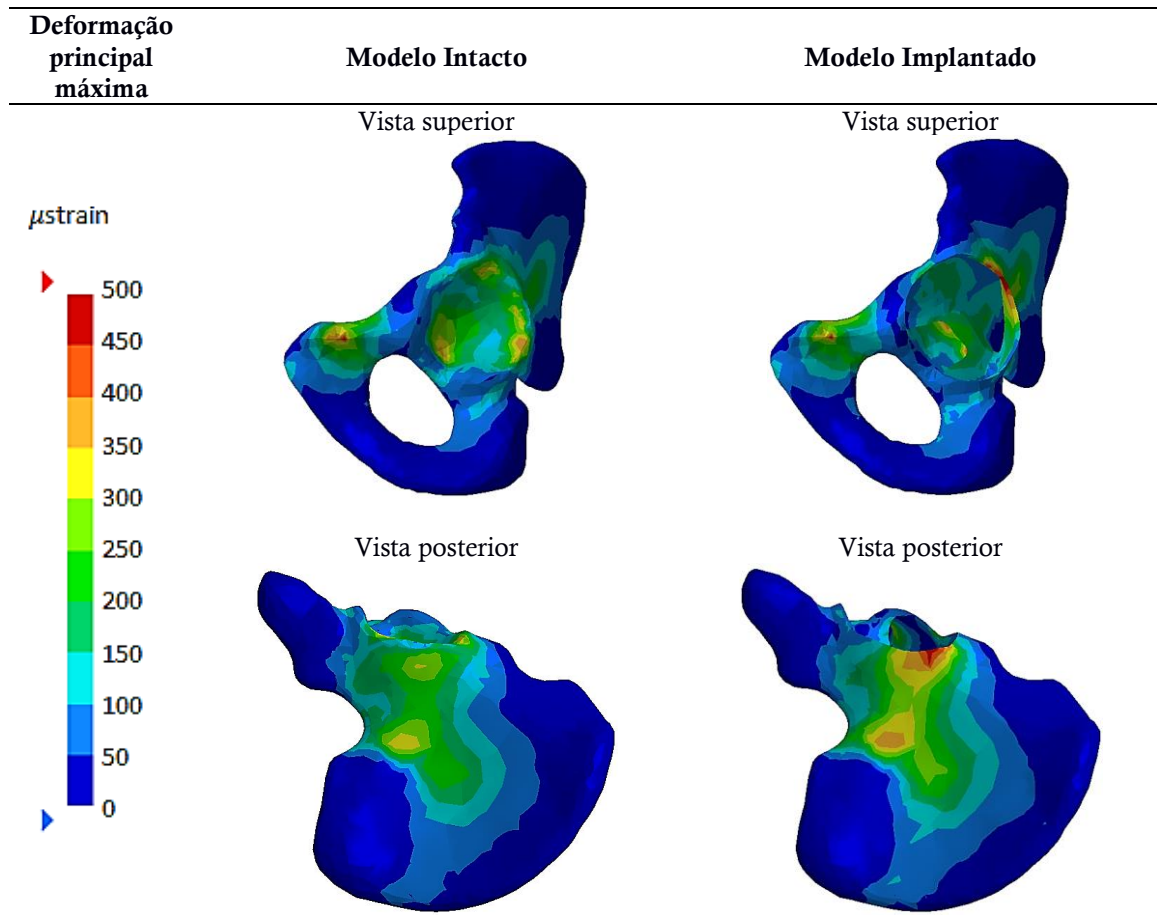
Observando-se as deformações mínimas para o modelo intacto, o valor máximo registado foi de quase -200 μstrain na zona da incisura isquiática maior. Na periferia desta zona dá-se uma distribuição dos valores de deformação superiores a -168 μstrain . Em algumas zonas do rebordo acetabular e perto da chanfradura ísquio-púbica foram observadas deformações entre os -160 e -175 μstrain . Para o modelo implantado, verificou-se o valor máximo de sensivelmente -310 μstrain nas proximidades do rebordo acetabular, o que significa um aumento de 110 μstrain relativamente ao valor máximo do modelo intacto.

Destacar também a existência de deformações na zona da superfície glútea junto do rebordo acetabular, no valor de $-210 \mu\text{strain}$. Tem-se ainda na zona do ramo superior da púbis, deformações na ordem dos $-175 \mu\text{strain}$. Na zona da chanfradura ísquio-púbica, observa-se deformações entre os -90 e $-110 \mu\text{strain}$, o que significa uma redução comparativamente à mesma zona no modelo intacto.

4.3.1.3 Caso de carga 3

No caso de carga 3, as deformações principais máximas e mínimas registadas para o osso cortical estão presentes nas Tabelas 4.8 e 4.9. Relativamente ao modelo intacto, a deformação máxima atingiu um valor muito próximo de $487 \mu\text{strain}$ junto da zona da crista obturatória.

Tabela 4.8 – Deformações principais máximas registadas no osso cortical para o caso de carga 3.

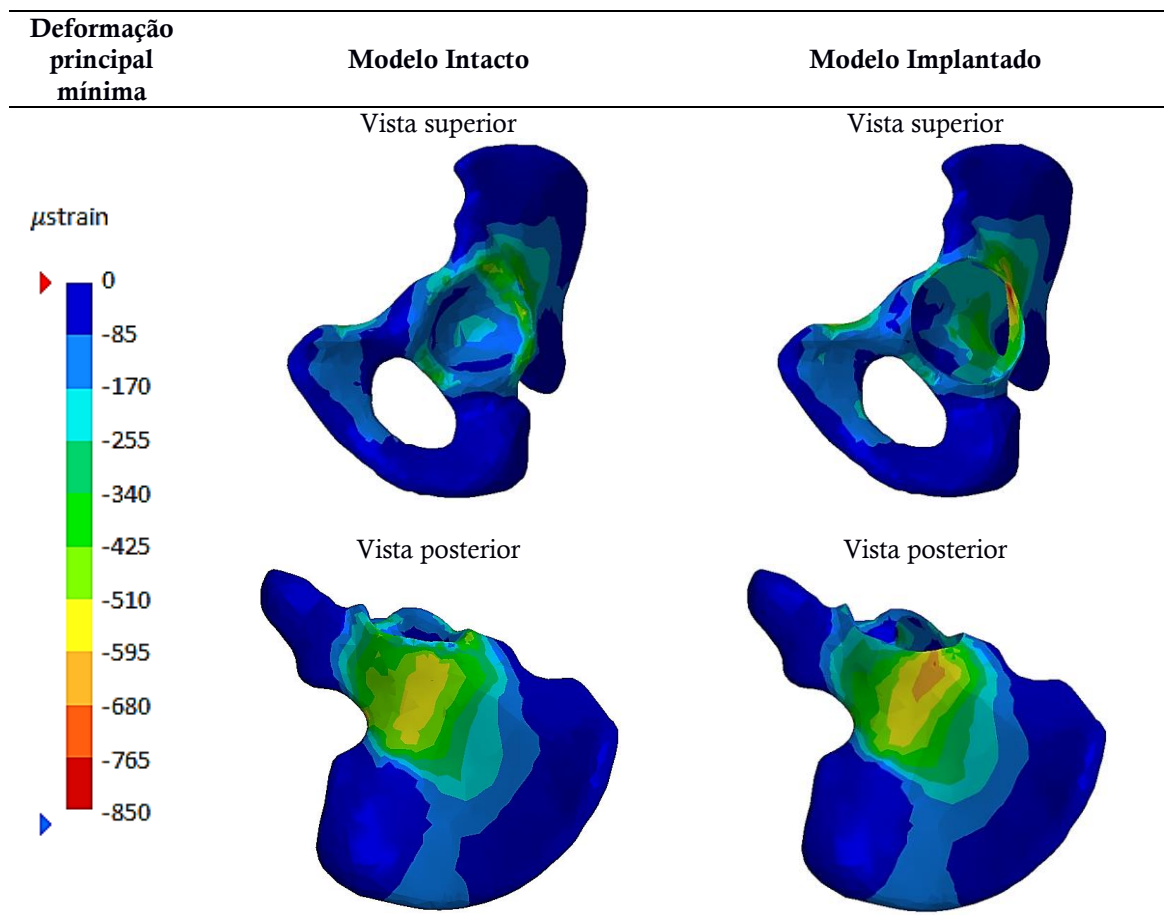


Em algumas zonas perto do rebordo acetabular, verificou-se também a existência de valores elevados de deformação na ordem dos $350-400 \mu\text{strain}$. É ainda presenciado na zona da incisura do acetábulo e na periferia da área próxima da incisura isquiática maior, deformações com valores entre os $325-375 \mu\text{strain}$. No modelo implantado, o pico de

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

deformação máxima de 519 μstrain ocorre no rebordo acetabular. Já perto do centro da cavidade acetabular, os valores atingem os 470 μstrain , verificando-se assim uma subida de cerca 220 μstrain em comparação com a mesma zona no modelo intacto. Na vista posterior, a diferença de gradiente dá-se precisamente na zona da superfície glútea em direção à região da incisura isquiática maior. Nesta zona no modelo implantado a deformação atinge perto de 420 μstrain , demonstrando um aumento dos valores de deformação em cerca de 170-190 μstrain comparativamente aos registados para o modelo intacto.

Tabela 4.9 – Deformações principais mínimas registadas no osso cortical para o caso de carga 3.



Nas deformações mínimas, o modelo intacto registou o valor máximo de aproximadamente -620 μstrain na zona da incisura isquiática maior, sendo que na vizinhança da zona, os valores de deformação são muito superiores a -425 μstrain . No rebordo acetabular verifica-se uma deformação de -570 μstrain , ligeiramente inferior ao pico de deformação mínima, enquanto na zona correspondente à chanfradura ísquio-púbica e no ramo superior da púbis os valores rondam os -340 e os -390 μstrain . Para o modelo implantado o pico de deformação mínima de -980 μstrain foi observado no rebordo acetabular, enquanto a zona da superfície glútea mais afetada pela deformação apresenta valores perto dos -700 μstrain . Na zona do ramo superior da púbis e ainda no centro da cavidade acetabular, há que registar a existência de deformações na ordem dos -620 e -420 μstrain , respetivamente, o que significa

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

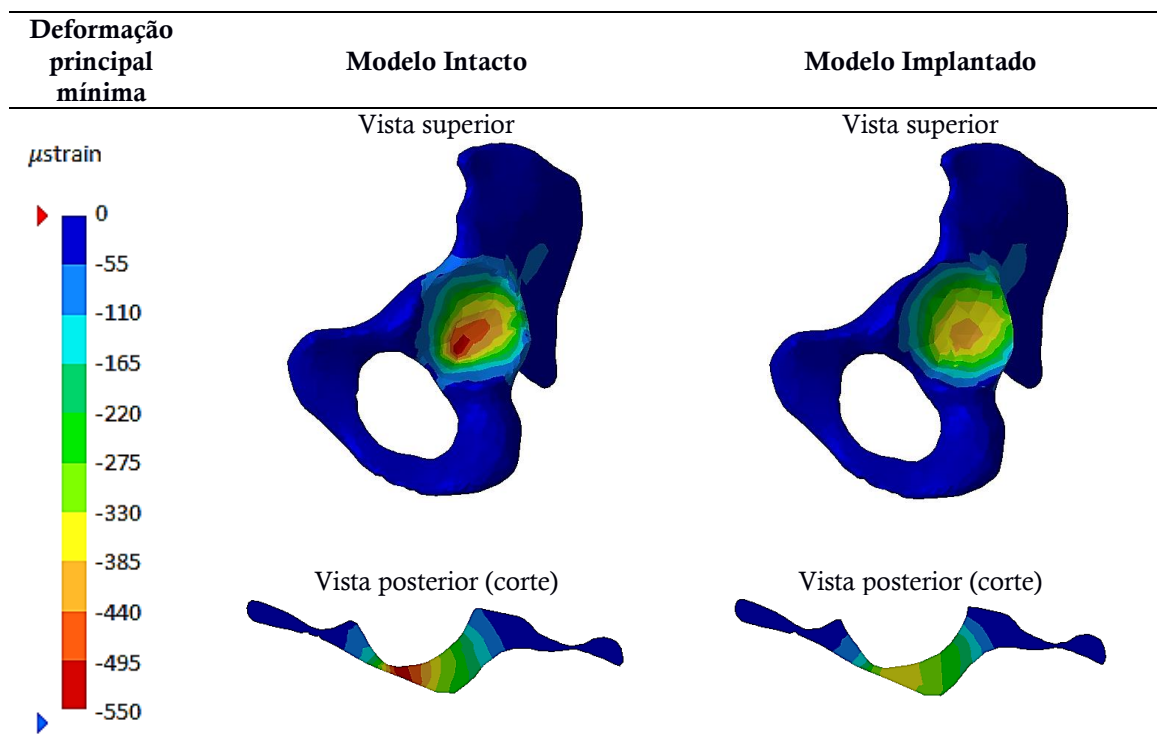
que em relação aos valores registados para as mesmas zonas no modelo intacto houve um aumento em cerca de 200-230 μstrain . Na vista posterior de modelo implantado, a zona da superfície glútea próxima da linha glútea inferior atinge valores de deformação ligeiramente maiores que os valores registados nessa mesma zona para o modelo intacto.

4.3.2 Deformações principais mínimas no Osso Esponjoso

4.3.2.1 Caso de carga 1

A comparação entre as deformações principais mínimas no osso esponjoso para o caso de carga 1 foi feita na Tabela 4.10.

Tabela 4.10 – Deformações principais mínimas registadas no osso esponjoso para o caso de carga 1.

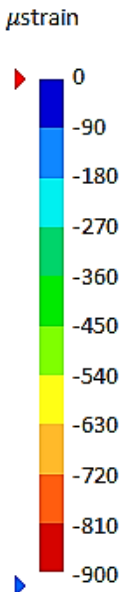
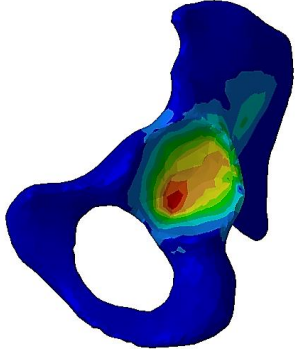
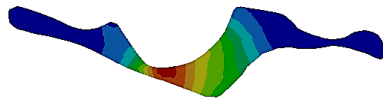
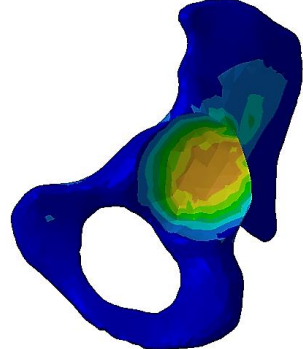



No que diz respeito a deformações mínimas, no modelo intacto registou-se o valor máximo de $-584 \mu\text{strain}$ no interior da cavidade acetabular em direção à zona da incisura do acetábulo. É precisamente no interior da cavidade acetabular em redor do centro que encontra-se um volume de deformações superiores a $-330 \mu\text{strain}$. No caso do modelo implantado, o pico de deformação mínima de $-424 \mu\text{strain}$ ocorre também no interior da cavidade acetabular perto do centro. Observa-se nessa zona uma alteração de gradiente resultante de uma queda nos valores de deformação, cerca de $160 \mu\text{strain}$, em comparação com os valores do modelo intacto. Na periferia da cavidade acetabular e nas restantes zonas de ambos os modelos, os valores de deformação não ultrapassam os $-110 \mu\text{strain}$.

4.3.2.2 Caso de carga 2

Para o caso de carga 2, na Tabela 4.11 está presente as deformações principais mínimas correspondentes ao osso esponjoso.

Tabela 4.11 – Deformações principais mínimas registadas no osso esponjoso para o caso de carga 2.

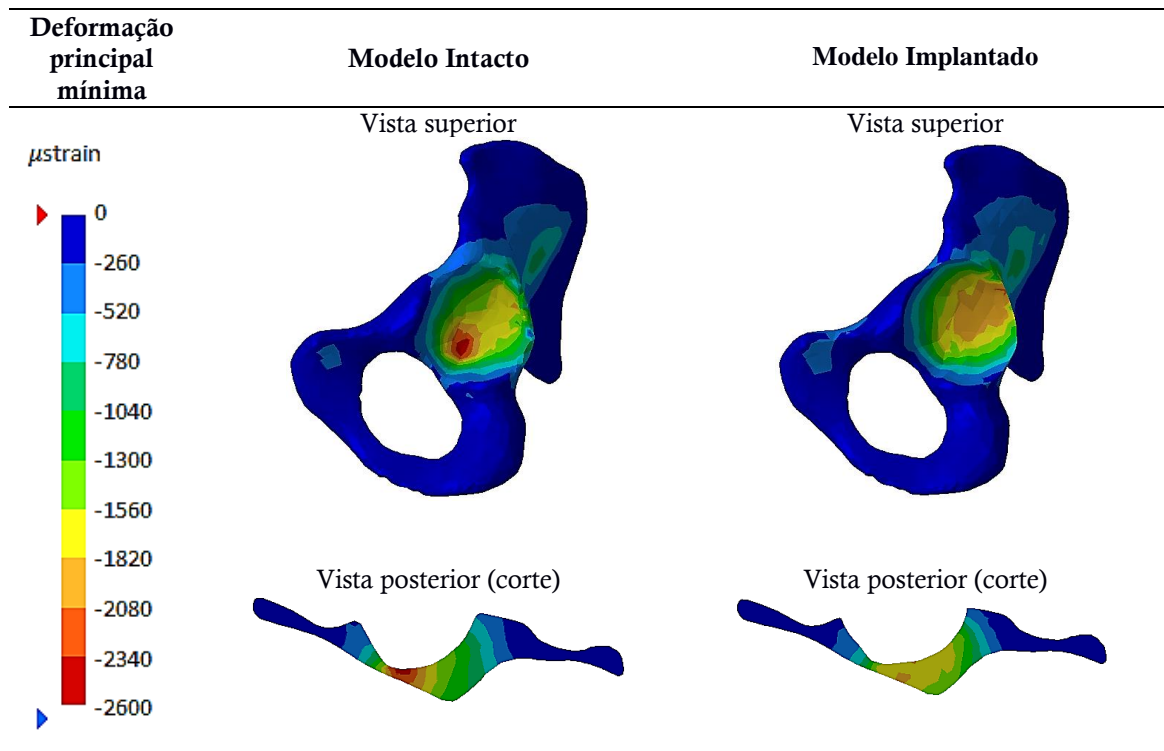
Deformação principal mínima	Modelo Intacto	Modelo Implantado
	<p>Vista superior</p>  <p>Vista posterior (corte)</p> 	<p>Vista superior</p>  <p>Vista posterior (corte)</p> 

Para as deformações mínimas, o modelo intacto registou o valor máximo de $-1010 \mu\text{strain}$ perto da região da incisura do acetábulo. É no interior da cavidade acetabular que se verifica o volume de deformações com valores superiores a $-500 \mu\text{strain}$. No caso do modelo implantado, o pico de deformação mínima foi de $-740 \mu\text{strain}$ para o rebordo acetabular. Comparando com o valor máximo observado no modelo intacto, ocorre uma diminuição de cerca de $270 \mu\text{strain}$. Perto do centro da cavidade acetabular registou-se uma deformação no valor de $-705 \mu\text{strain}$, muito próximo do valor máximo assinalado no modelo implantado. A mudança de gradiente apresentada nas vistas superior e posterior em corte deve-se assim ao facto de no modelo intacto, as deformações atingirem valores mais elevados.

4.3.2.3 Caso de carga 3

No caso de carga 3, as deformações principais mínimas registadas para o osso esponjoso são apresentadas na Tabela 4.12.

Tabela 4.12 – Deformações principais mínimas registadas no osso esponjoso para o caso de carga 3.



Observando as deformações mínimas, para o modelo intacto foi registado um valor máximo de $-2960 \mu\text{strain}$ no interior da cavidade acetabular, perto da zona da incisura do acetábulo. É exatamente junto da incisura do acetábulo que dá-se um volume de deformações com valores superiores a $-1820 \mu\text{strain}$. Já para o modelo implantado o valor máximo verificado foi de $-2350 \mu\text{strain}$ no rebordo acetabular, o que significa uma redução de cerca de $610 \mu\text{strain}$ relativamente ao valor máximo do modelo intacto. Na vizinhança do pico de deformação mínima do modelo implantado encontram-se as deformações superiores a $-1820 \mu\text{strain}$. Apenas no interior da cavidade acetabular é que foi observado uma mudança de gradiente, pois valores mais elevados de deformação persistiram no modelo intacto. O resto do gradiente distribui-se de forma bastante similar para ambos os modelos, como demonstram as vistas superior e posterior em corte.

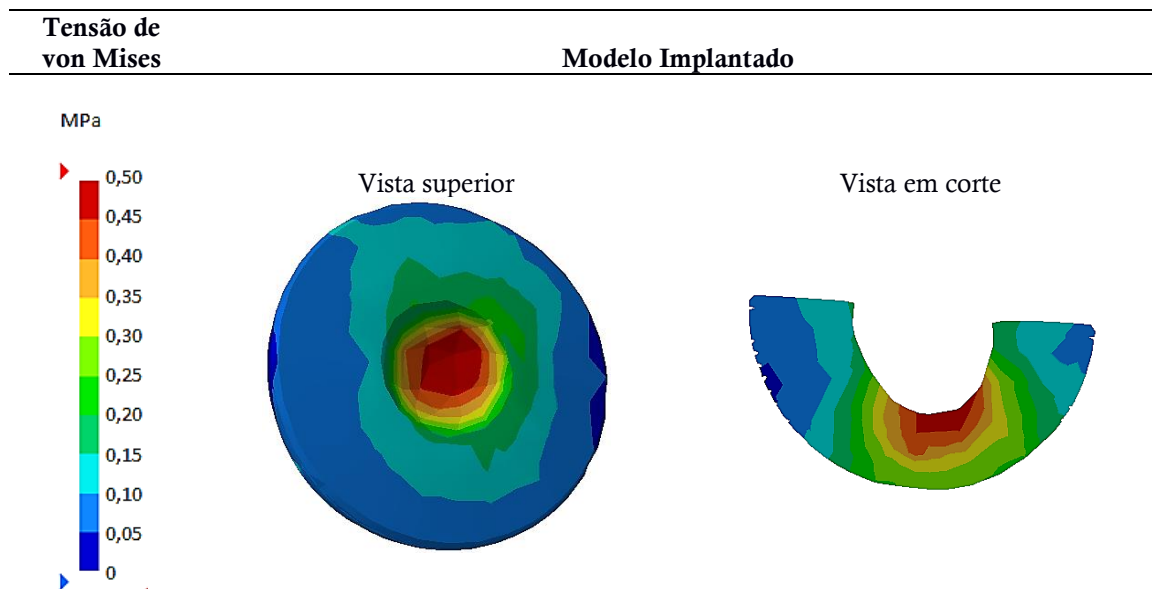
4.3.3 Tensão de von Mises no Componente Acetabular

Para o modelo implantado é realizada uma análise às tensões de von Mises verificadas para o componente acetabular. Uma vez que é constituído por polietileno de ultra alta densidade molecular (UHMWPE), a tensão limite de fadiga deste tipo de material após 10^7 ciclos situa-se na ordem dos 9-16 MPa [1]. No caso de carga 1 foi aplicada uma força de 300 N para um ângulo de inclinação de 0° do calcador femoral, sendo apresentada na Tabela 4.13 a tensão de von Mises registada no componente acetabular, segundo as condições impostas. Verifica-se na zona correspondente ao diâmetro interior do componente acetabular, mais concretamente no centro, o pico de tensão máxima no valor de 0,50 MPa. Nessa mesma zona

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

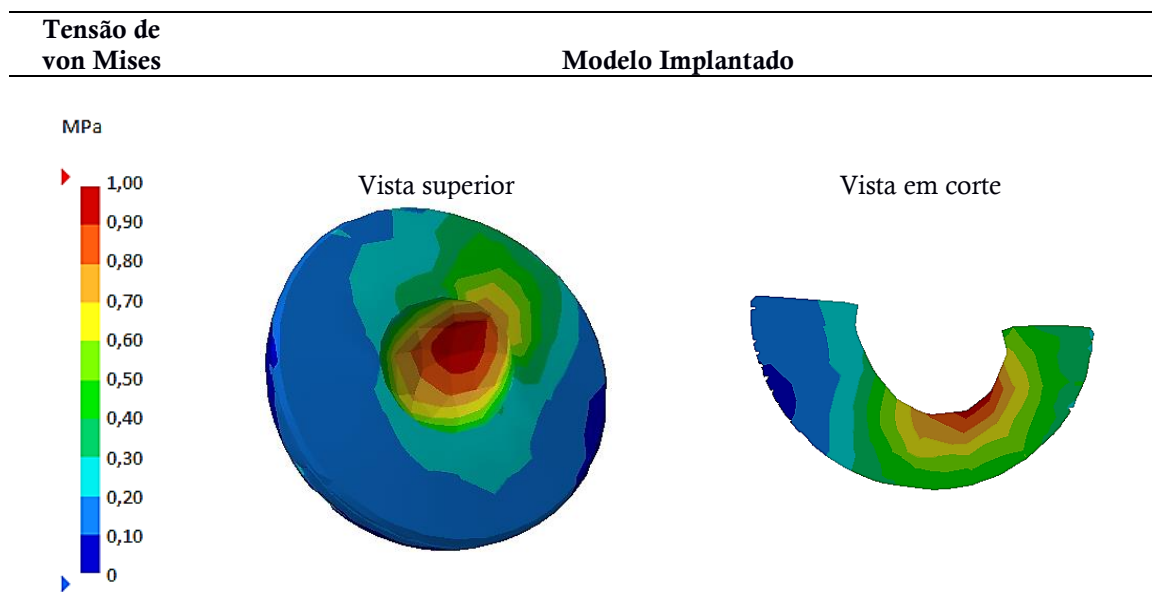
dá-se um volume de valores de tensão superiores a 0,35 MPa, conforme demonstra a vista em corte do componente acetabular.

Tabela 4.13 – Tensão de von Mises registada no componente acetabular para o caso de carga 1.



Para o caso de carga 2 foi estabelecido a aplicação de uma força de 600 N para um ângulo de inclinação de 20° do calcador femoral, com os valores da tensão de von Mises para o componente acetabular a serem apresentados na Tabela 4.14. Observou-se o valor máximo de tensão perto do centro da zona do diâmetro interior, sendo este de 1,02 MPa. O volume de tensões superiores a 0,75 MPa ocorreu na zona correspondente ao diâmetro interior, ligeiramente afastado do centro conforme é visível na vista em corte.

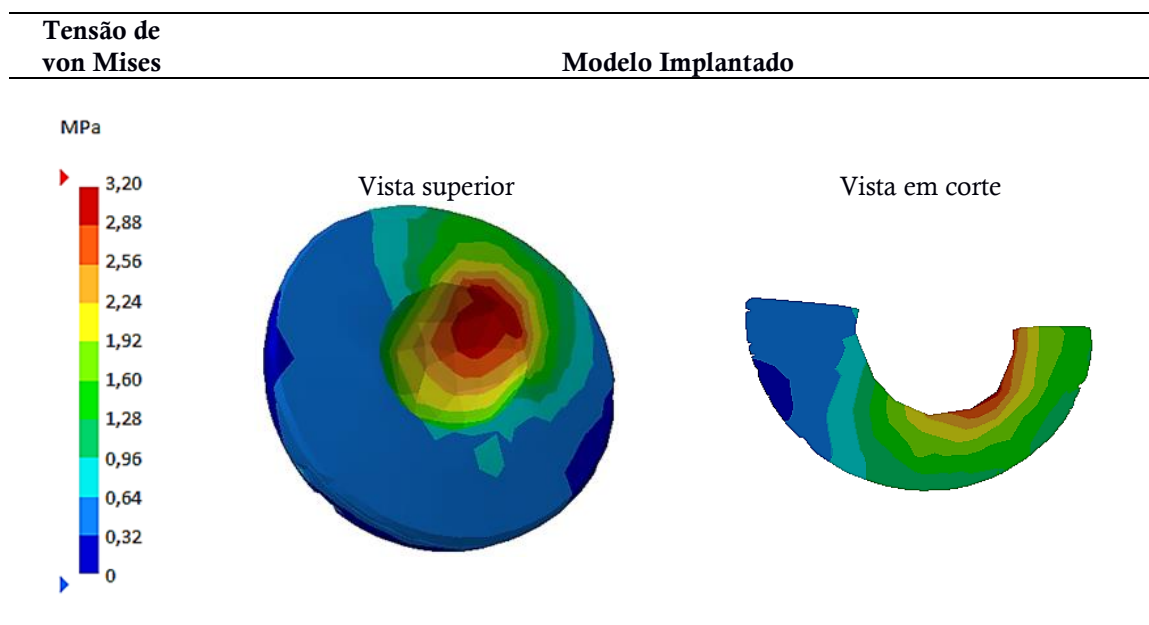
Tabela 4.14 – Tensão de von Mises registada no componente acetabular para o caso de carga 2.



4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

O caso de carga 3 teve como condições o emprego de uma força de 1800 N e um ângulo de inclinação de 30° do calcador femoral, estando presente na Tabela 4.15 os respectivos valores da tensão de von Mises para o componente acetabular. Há que destacar, que o pico de tensão máxima foi de 3,44 MPa registado junto do rebordo da zona correspondente ao diâmetro interior do componente acetabular. Este valor é superior aos valores máximos observados para os casos de carga 1 e 2. O aumento do ângulo de inclinação do calcador femoral traduziu-se no afastamento das zonas críticas de tensão relativamente ao centro do diâmetro interior, encontrando-se agora estas zonas próximas do rebordo.

Tabela 4.15 – Tensão de von Mises registada no componente acetabular para o caso de carga 3.

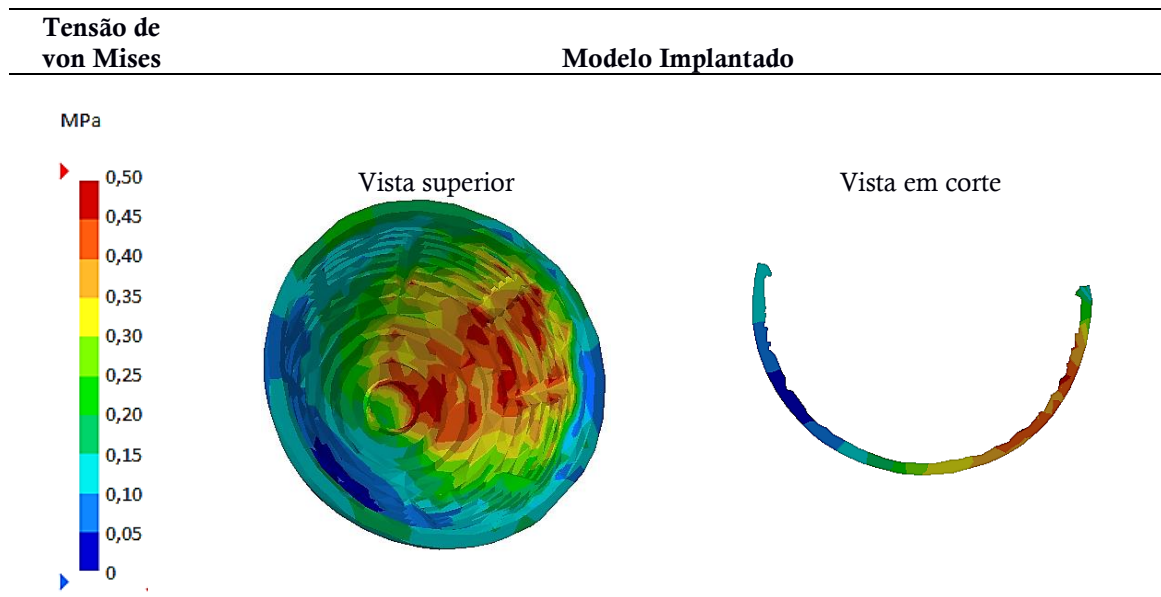


4.3.4 Tensão de von Mises no Cimento ósseo

Quanto ao cimento ósseo que ajuda na fixação do componente acetabular, nesta secção é feita uma análise relativamente às tensões de von Mises por ele apresentadas. É feito de polimetilmetacrilato (PMMA), cuja tensão limite de fadiga se encontra na ordem dos 6-10 MPa após 10^7 ciclos [1]. Com a aplicação de uma força de 300 N e um ângulo de inclinação de 0° do calcador femoral como condições estabelecidas para o caso de carga 1, o valor máximo de tensão registado no cimento ósseo foi de 0,73 MPa. Nota-se pela vista superior a existência de zonas cujos valores de tensão situam-se perto do valor do pico de tensão máxima registado.

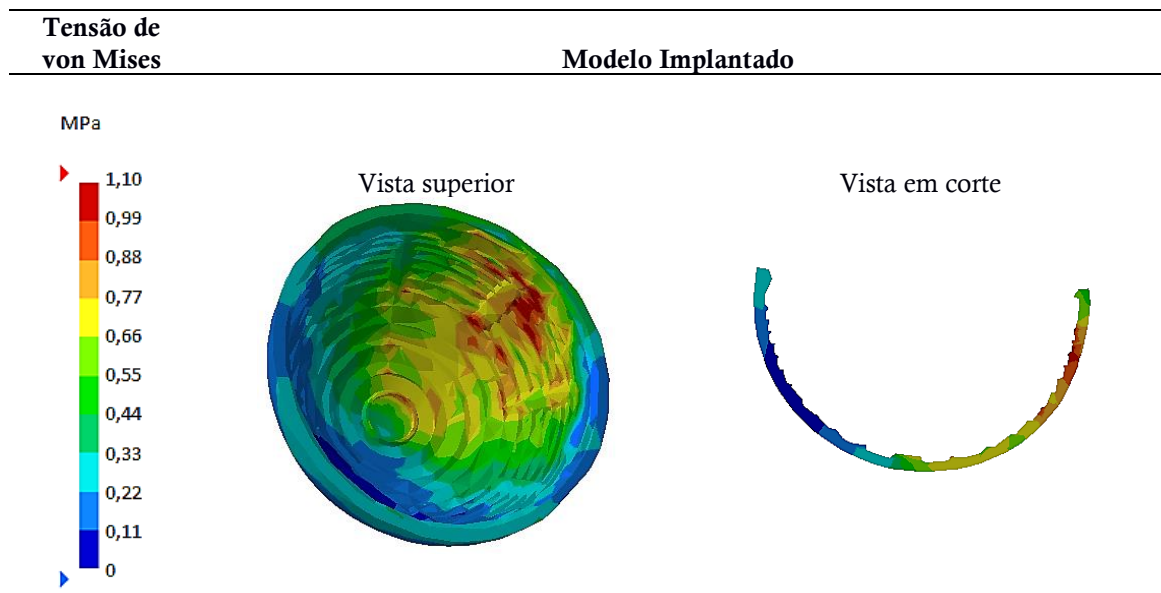
4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

Tabela 4.16 – Tensão de von Mises registada no cimento ósseo para o caso de carga 1.



No caso de carga 2 com um ângulo de inclinação de 20° do calcador femoral e após a aplicação de uma força de 600 N, o cimento ósseo registou um pico de tensão máxima no valor de 1,41 MPa. É precisamente em direção ao rebordo do cimento ósseo que existem pequenas zonas cujos valores das tensões são superiores a 1,10 MPa, presenciando-se assim através da vista superior, a um deslocamento das zonas críticas.

Tabela 4.17 – Tensão de von Mises registada no cimento ósseo para o caso de carga 2.

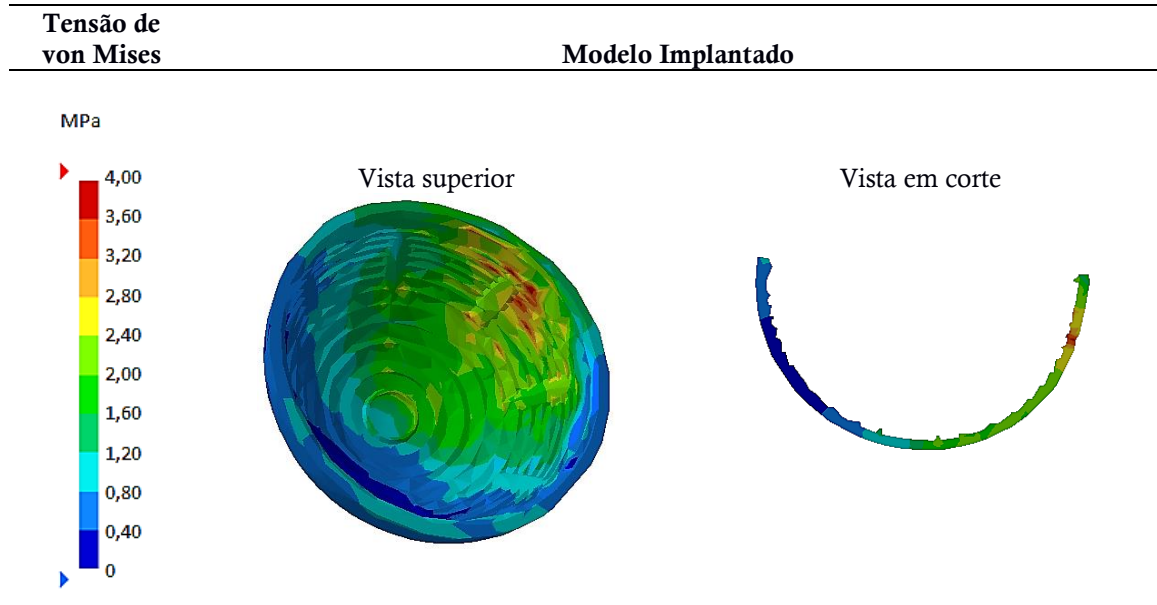


Foi aplicado uma força de 1800 N e atribuído um ângulo de inclinação de 30° ao calcador femoral para o caso de carga 3. O valor máximo de tensão registado no cimento ósseo foi de 4,38 MPa numa zona muito próxima do rebordo do cimento ósseo, sendo este valor superior aos valores máximos registados para os casos anteriores. As zonas críticas que

4. Modelos numéricos do acetábulo intacto e artroplástico

dantes se localizavam perto do centro do cimento ósseo (caso de carga 1), agora estão situadas junto do rebordo graças ao aumento do ângulo de inclinação da cabeça femoral.

Tabela 4.18 – Tensão de von Mises registada no cimento ósseo para o caso de carga 3.



4.4 Discussão

Os modelos numéricos utilizados correspondem a dois tipos de situação: à articulação no seu estado natural (modelo intacto) e após a realização da artroplastia acetabular (modelo implantado). Para ambos os modelos foram avaliadas as deformações principais com o objetivo de saber as zonas mais críticas e propícias à ocorrência de uma fratura por efeito de fadiga (cargas cíclicas), e ainda as regiões onde ocorre uma redução substancial das deformações, associada à perda de densidade óssea derivada do efeito de *stress-shielding*. Foi avaliado também as tensões de von Mises no componente acetabular, para avaliação do potencial risco de desgaste, e no cimento ósseo, para avaliação do risco de fratura por fadiga do respetivo material.

Da análise às deformações principais máximas e mínimas registadas no osso cortical, verifica-se que existem grandes amplitudes de valores entre as diferentes localizações ósseas para o modelo intacto e modelo implantado. No caso de carga 1 para as deformações máximas, houve um aumento em cerca de 2,3 vezes mais para a zona junto do centro da cavidade acetabular e um aumento em média de 2,2 vezes mais para a periferia da cavidade acetabular (vista posterior), comparativamente ao modelo intacto. Quanto às deformações mínimas, verificou-se para o modelo implantado uma redução em cerca de 60% na zona da chanfradura ísquio-púbica e um aumento de aproximadamente 50% no rebordo acetabular, na zona correspondente ao pico de deformação mínima. Para o caso de carga 2 em relação às deformações máximas obteve-se um aumento entre 2,2-2,3 vezes mais, quer para a zona perto do centro da cavidade acetabular, quer para a zona periférica da cavidade acetabular (vista

posterior), comparando com o modelo intacto. Já no que diz respeito às deformações mínimas, do modelo intacto para o modelo implantado dá-se uma redução de 50% na zona da chanfradura ísquio-púbica e um aumento em cerca de 3,7 vezes mais na zona do rebordo acetabular onde verificou-se o valor máximo. Relativamente ao caso de carga 3, as deformações máximas no modelo implantado aumentaram. Esse aumento resultou em cerca de 2,5 vezes mais para a região situada perto do centro da cavidade acetabular e 2 vezes mais para a periferia da cavidade acetabular (vista posterior). Nas deformações mínimas verificou-se uma redução de 27,5% na zona da incisura isquiática maior e um aumento em média de 1,7 vezes mais para região do rebordo acetabular correspondente ao pico de deformação mínima no modelo implantado. Os valores registados nestes estudos numéricos exibiram a mesma ordem de grandeza comparativamente a outros estudos já mencionados [49][52].

Fazendo uma análise geral dos três casos de carga considerados, foi possível verificar que os valores mais elevados de deformação máxima e mínima ocorreram no caso de carga 3, ou seja, a 15% do ciclo de marcha. O modelo protésico apresentou deformações mais elevadas que o modelo intacto sendo que os valores máximos obtidos foram de 519 μ strain para as deformações principais máximas e de 980 μ strain, em módulo, para as deformações principais mínimas. Os valores máximos registados estão abaixo dos valores mínimos considerados para uma remodelação óssea, entre 2000-3000 μ strain [1], o que indica que as cargas simuladas podem provocar apenas ligeiros danos ao osso cortical que são reparados facilmente, prevenindo assim desta forma a formação de microfissuras e afastando por completo a ideia de falência deste por fratura de fadiga do osso associada às cargas cíclicas.

À semelhança da avaliação efetuada para o osso cortical, o mesmo género de análise foi realizado para o osso esponjoso, com a diferença que desta vez foram apenas analisadas as deformações principais mínimas. No caso de carga 1 para as deformações mínimas, registou-se no interior da cavidade acetabular em direção à zona da incisura do acetábulo uma redução de cerca 34%, em comparação com o modelo intacto. Para o caso de carga 2, as deformações mínimas para o modelo implantado sofreram uma redução de 42% na região junto da incisura do acetábulo. Já em relação às deformações mínimas observadas no caso de carga 3 convém destacar duas zonas no modelo implantado, a zona novamente perto da incisura do acetábulo onde houve agora uma redução de 46% e a zona no rebordo acetabular correspondente ao pico de deformação mínima, com um aumento de aproximadamente 2 vezes mais, comparativamente ao modelo intacto.

Em relação aos resultados obtidos verificou-se que os valores mais elevados de deformação mínima persistiram para o caso de carga 3, sendo registado no modelo intacto valores máximos de 2960 μ strain e no modelo implantado de 2350 μ strain, em módulo. Os dados demonstram que apesar da aplicação de uma carga de 1800 N, os valores de deformação encontram-se bastante longe dos limites mencionados para iniciação de lesões no osso trabecular, até 10000 μ strain em módulo [1], o que significa que não há esmagamento do osso esponjoso por compressão. Também é de registar que nos três casos de carga estudados, as deformações principais mínimas nos modelos implantados sofreram uma redução considerável na zona da incisura do acetábulo. Esta diminuição acaba por revelar a presença de um forte efeito de *stress-shielding* associado a um potencial risco de perda de densidade óssea a termo, uma vez que existe uma menor solicitação mecânica nessa região causada pela presença do implante adjacente. Como consequências associadas à redução da densidade

óssea tem-se a perda do suporte mecânico e respetiva migração do implante [1]. A perda de densidade óssea na prática de uma atividade de marcha normal, a qual é realizada várias vezes no dia-a-dia, aumenta as probabilidades de no futuro ser necessária a realização de uma artroplastia de revisão.

Foram também analisadas as tensões de von Mises máximas resultantes no componente acetabular e no cimento ósseo. O componente acetabular, cujo material é polietileno de ultra alta densidade molecular (UHMWPE), apresenta uma tensão limite de fadiga entre os 9-16 MPa [1]. O valor máximo obtido para a tensão de von Mises resultante dos estudos numéricos realizados foi de 3,44 MPa, verificado no caso de carga 3. O valor mencionado fica muito aquém do valor limite de fadiga deste material, indicando que não existe libertação de partículas causadoras da osteólise. Chega-se à conclusão de que o risco de desgaste do componente acetabular é reduzido. Quanto ao cimento ósseo constituído por polimetilmetacrilato (PMMA), o valor limite de fadiga situa-se na ordem dos 6-10 MPa [1]. Os valores de tensão obtidos encontram-se abaixo da tensão limite de fadiga deste material, sendo que o valor mais alto registado foi de 4,38 MPa para o caso de carga 3, não havendo assim libertação de micropartículas, pelo que no imediato o risco de fratura por fadiga também é reduzido. Os valores registados encontram-se próximos dos valores observados num estudo precedente [50].

Fazendo uma retrospectiva conclui-se que o aumento da força aplicada e da inclinação dada à cabeça femoral relativamente ao alinhamento da Pélvis provocou também o aumento dos valores das deformações e das tensões. Os resultados numéricos obtidos no osso cortical mostram que o modelo protésico apresenta geralmente deformações mais elevadas que o modelo intacto, mas com valores máximos que não apresentam qualquer risco de fratura por efeito de fadiga (cargas cíclicas). No entanto, a magnitude das reduções das deformações no osso esponjoso no estado protésico relativamente ao intacto revela um forte efeito de *stress-shielding*, correspondente a um potencial risco de perda de densidade óssea a termo. Relativamente ao componente acetabular e cimento ósseo, as tensões registadas não ultrapassam os limites de fadiga destes materiais, sendo que a probabilidade de risco de desgaste no primeiro ou fratura no segundo são reduzidas.

Capítulo 5

Modelo experimental do acetábulo intacto

5.1 Introdução

Este capítulo teve como objetivo o desenvolvimento de um modelo experimental com base na Pélvis em material sintético para validação/comparação com os modelos numéricos desenvolvidos e analisados no capítulo anterior. Estes ensaios experimentais foram limitados à análise da condição do acetábulo intacto, já que por limitações de disponibilidade do instrumental cirúrgico não foi possível desenvolver o modelo implantado em tempo útil. O equipamento de ensaio utilizado também limitou os valores de força máximas aplicadas quando comparados com os valores utilizados nos modelos numéricos do capítulo anterior. Esta condição conduziu à realização de novas simulações numéricas com os valores de força utilizados no modelo experimental por forma a se proceder à sua correta comparação. Igualmente, uma outra limitação ocorreu com a avaria do sistema de aquisição de extensometria do Laboratório de Biomecânica que implicou a utilização de um sistema de aquisição de recurso, possibilitando apenas a utilização de 3 canais que permitiram aquisição dos valores de extensão de uma simples roseta triaxial de extensómetros. Mediram-se assim as extensões principais mínimas e máximas, sendo estas depois comparadas com os valores das deformações principais dos modelos numéricos para diferentes condições de carga.

5.2 Materiais e Métodos

O modelo ósseo utilizado neste estudo foi a meia Pélvis esquerda em material sintético da Sawbones Pacific Research Labs (Sawbones, Vashon, EUA), modelo nº 3405 (Figura 5.1). Estes modelos em material compósito caracterizam-se do ponto de vista estrutural por serem constituídos por um núcleo em espuma rígida de poliuretano com uma densidade de $1,64 \text{ g/cm}^3$ que apresenta características mecânicas semelhantes às do osso esponjoso (ASTM D-1621) e por uma camada superficial em resina epóxi reforçada com fibra de vidro que simula o comportamento estrutural do osso cortical (ASTM D-638, ASTM D-695). Para o posicionamento e fixação da meia Pélvis desenvolveu-se e construiu-se um sistema que permitiu a fixação e apoio da Pélvis na posição de ensaio, que replica a posição/orientação utilizada nos modelos numéricos desenvolvidos no capítulo anterior [50]. Esta base de fixação juntamente com a meia Pélvis foram posteriormente montadas na mesa da máquina de ensaio *MoveHand Tester* do Laboratório de Biomecânica (Figura 5.1).

5. Modelo experimental do acetábulo intacto

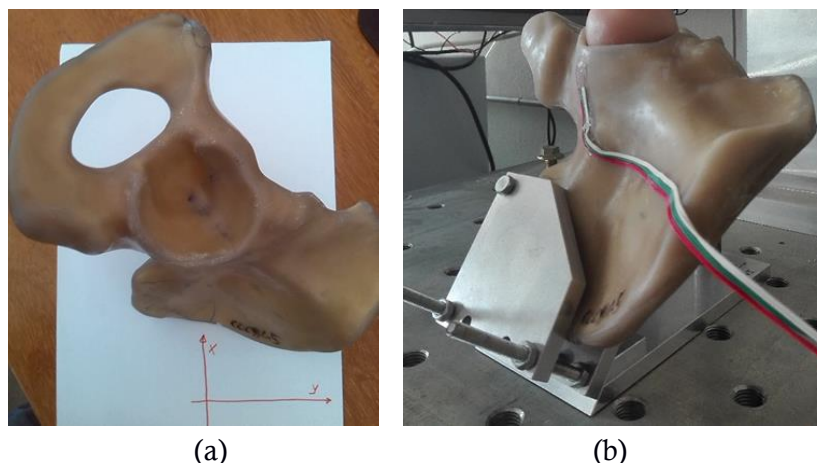


Figura 5.1 – (a) Meia Pélvis esquerda da Sawbones; (b) Dispositivo de fixação.

Para a realização do carregamento desenvolveu-se um calcador femoral com uma haste metálica em que na sua extremidade foi montada e fixa uma cabeça femoral de um fémur em material compósito da Sawbones Pacific Research Labs (Sawbones, Vashon, EUA) [54], modelo n° 3406 como mostra a Figura 5.2. Este calcador femoral foi posteriormente montado no suporte da guia do atuador elétrico linear da máquina de ensaio.

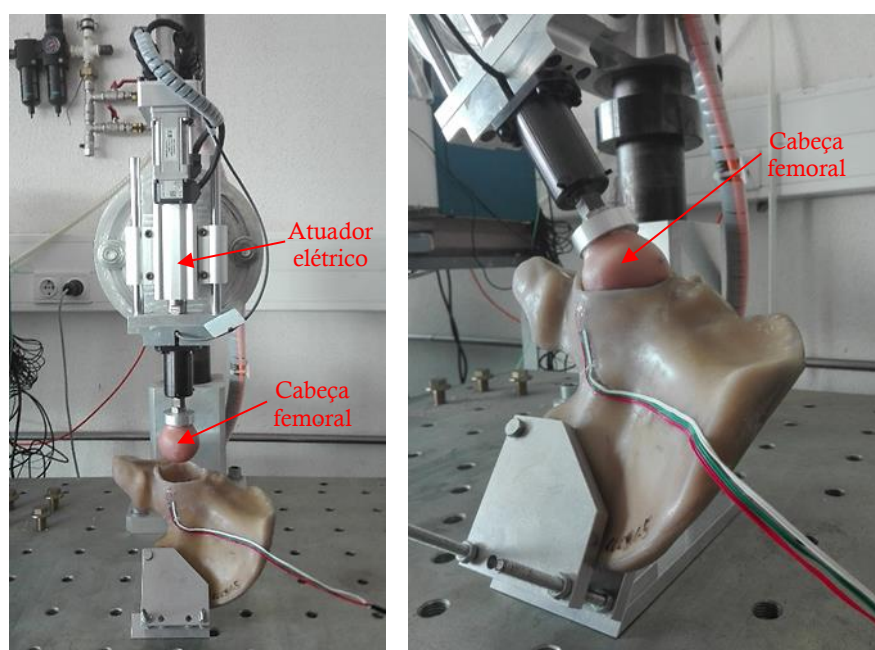


Figura 5.2 – Modelo experimental montado na mesa da máquina de ensaio.

Por forma a realizar a avaliação das extensões no córtex da meia Pélvis foi colado uma roseta triaxial de extensómetros modelo KFG-2-120-D17-11L3M2S (Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Japan). O local para a colagem do extensómetro foi selecionado por forma a permitir o futuro procedimento cirúrgico para implantação do componente acetabular, sem destruir a roseta de extensómetros. Estes extensómetros (3) foram ligados ao sistema de aquisição de dados HBM Spider 8, que por sua vez está ligado a um computador contendo a aplicação Catman 4.5 que permite a aquisição e registo dos

5. Modelo experimental do acetábulo intacto

valores das extensões. A partir das extensões medidas com a roseta triaxial de extensómetros foram calculadas as extensões principais máximas (ε_{max}) e as extensões principais mínimas (ε_{min}), com recurso às expressões, que relacionam as extensões medidas nos três extensómetros ε_a , ε_b e ε_c a 45° de cada roseta com as extensões principais ε_{max} e ε_{min} (Figura 5.3).



$$\varepsilon_{max} = \frac{1}{2} \left[\varepsilon_a + \varepsilon_c + \sqrt{2|(\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (\varepsilon_b - \varepsilon_c)^2} \right]$$
$$\varepsilon_{min} = \frac{1}{2} \left[\varepsilon_a + \varepsilon_c - \sqrt{2|(\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (\varepsilon_b - \varepsilon_c)^2} \right]$$

Figura 5.3 – Extensómetro triaxial e expressões usadas no cálculo das deformações principais.

Os casos de carga aplicados nos modelos experimentais (Figura 5.4) seguiram os utilizados nos modelos numéricos em termos da orientação da força aplicada relativamente a posição da Pélvis, no entanto as suas magnitudes foram em alguns casos diferentes das utilizadas nos modelos numéricos desenvolvidos no capítulo 4, por limitação da capacidade de força da máquina de ensaio.

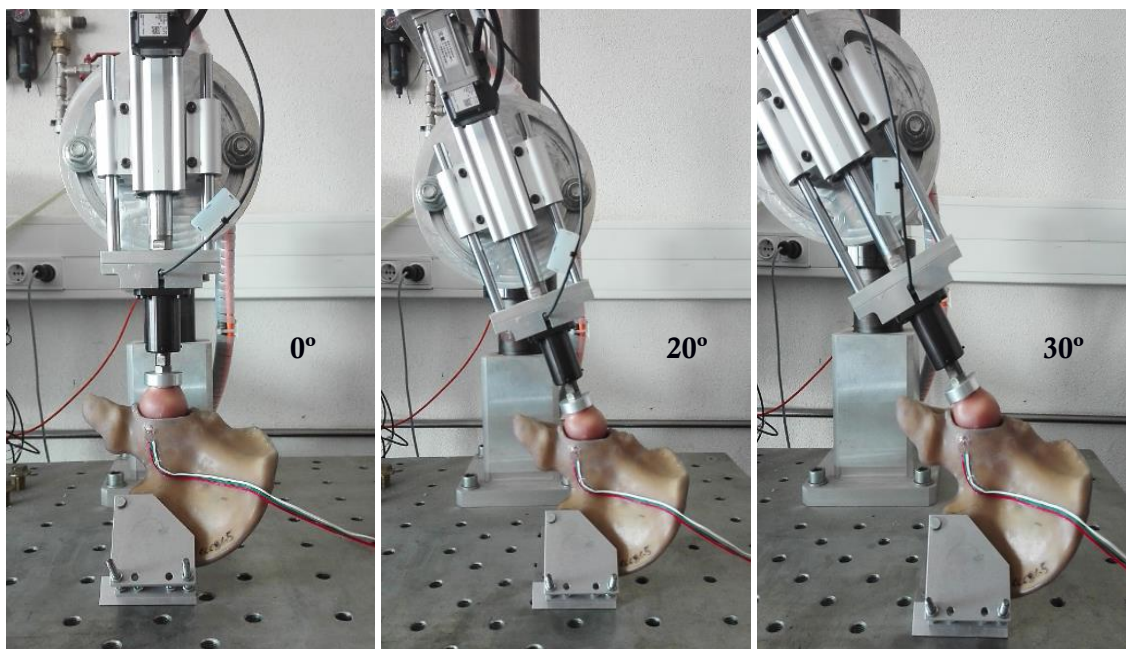


Figura 5.4 – Casos de carga analisados para inclinação de 0° , 20° e 30° .

Na Tabela 5.1 encontra-se um resumo dos casos de carga analisados experimentalmente para os quais foram realizadas novas simulações numéricas que replicaram estes caso de carga por forma a permitir a comparação de resultados.

5. Modelo experimental do acetábulo intacto

Tabela 5.1 – Casos de carga analisados experimentalmente.

Caso de carga	Força aplicada					
	120 N	225 N	300 N	410 N	520 N	600 N
0°	120 N	225 N	300 N	410 N	520 N	600 N
20°	120 N	225 N	300 N	410 N	520 N	600 N
30°	120 N	225 N	300 N	410 N	520 N	

Foi calculada para cada uma das extensões principais máximas e mínimas o valor médio e respetivo desvio padrão dos seis ensaios realizados para cada caso de carga/força. Analisou-se para cada caso de carga o nível de correlação entre as extensões principais máximas e mínimas medidas e os valores de força aplicada (através de uma regressão linear), evidenciando-se desta forma o comportamento linear elástico do modelo experimental. Posteriormente procedeu-se a validação/comparação através da curva de regressão linear e respetiva correlação entre todos os valores das extensões principais medidos na roseta de extensómetros e as deformações obtidas nos modelos numéricos, que replicaram estas condições de carga, na posição equivalente da roseta de extensómetros do modelo experimental.

5.3 Resultados

5.3.1 Extensões principais no córtex

Na Tabela 5.2, são apresentados os valores médios das extensões principais máximas e mínimas medidas no modelo experimental para os diferentes casos de carga estudados experimentalmente. Os valores de desvio padrão das extensões principais foram em média inferior a 12% da respetiva extensão principal, para todos os casos de carga analisados.

Tabela 5.2 – Extensões máximas e mínimas no modelo experimental.

Caso de carga	Carga aplicada					
	120 N	225 N	300 N	410 N	520 N	600 N
0°						
ϵ_{max} (μ strain)	30,8	50,2	64,6	89,2	118,7	146,5
ϵ_{min} (μ strain)	-63,8	-104,2	-134,6	-181,2	-228,7	-274,5
Caso de carga	Carga aplicada					
20°	120 N	225 N	300 N	410 N	520 N	600 N
ϵ_{max} (μ strain)	44,9	65,8	68,3	77,5	89,5	98,3
ϵ_{min} (μ strain)	-53,9	-84,8	-110,3	-131,5	-162,5	-185,3
Caso de carga	Carga aplicada					
30°	120 N	225 N	300 N	410 N	520 N	
ϵ_{max} (μ strain)	18,0	39,0	60,0	91,8	104,1	
ϵ_{min} (μ strain)	-23,0	-51,0	-76,0	-108,8	-114,1	

As extensões principais máximas e mínimas com valores nominais mais elevados ocorreram no caso de carga a 0° (80% ciclo de marcha) para o valor de força mais elevado

5. Modelo experimental do acetábulo intacto

625N. No entanto, para o valor de força fisiológico que se desenvolve nesta fase de 300N (80% ciclo de marcha), os valores das extensões principais foram aproximadamente 50% dos máximos obtidos. Os valores nominais mais baixos para ambas as deformações principais ocorreram no caso de carga a 30° (15% ciclo de marcha) para um valor de força de 120N. Neste caso de carga o valor máximo de força aplicada experimentalmente foi cerca de 3,5 vezes inferior ao valor fisiológico (1800N). Já no caso de carga a 20° foi possível replicar o valor de carga fisiológico que se situa nos 600N, neste caso os valores nominais máximos das extensões ocorreram para este valor de carga.

Por forma a avaliar a capacidade de comportamento mecânico linear elástico do modelo experimental realizaram-se curvas de regressão linear entre as extensões principais medidas e as diferentes magnitudes de força aplicadas para cada orientação desta relativamente a Pélvis. Foi assim possível quantificar o nível de correlação R^2 entre as extensões e a força aplicada que estão apresentadas na Figura 5.5.

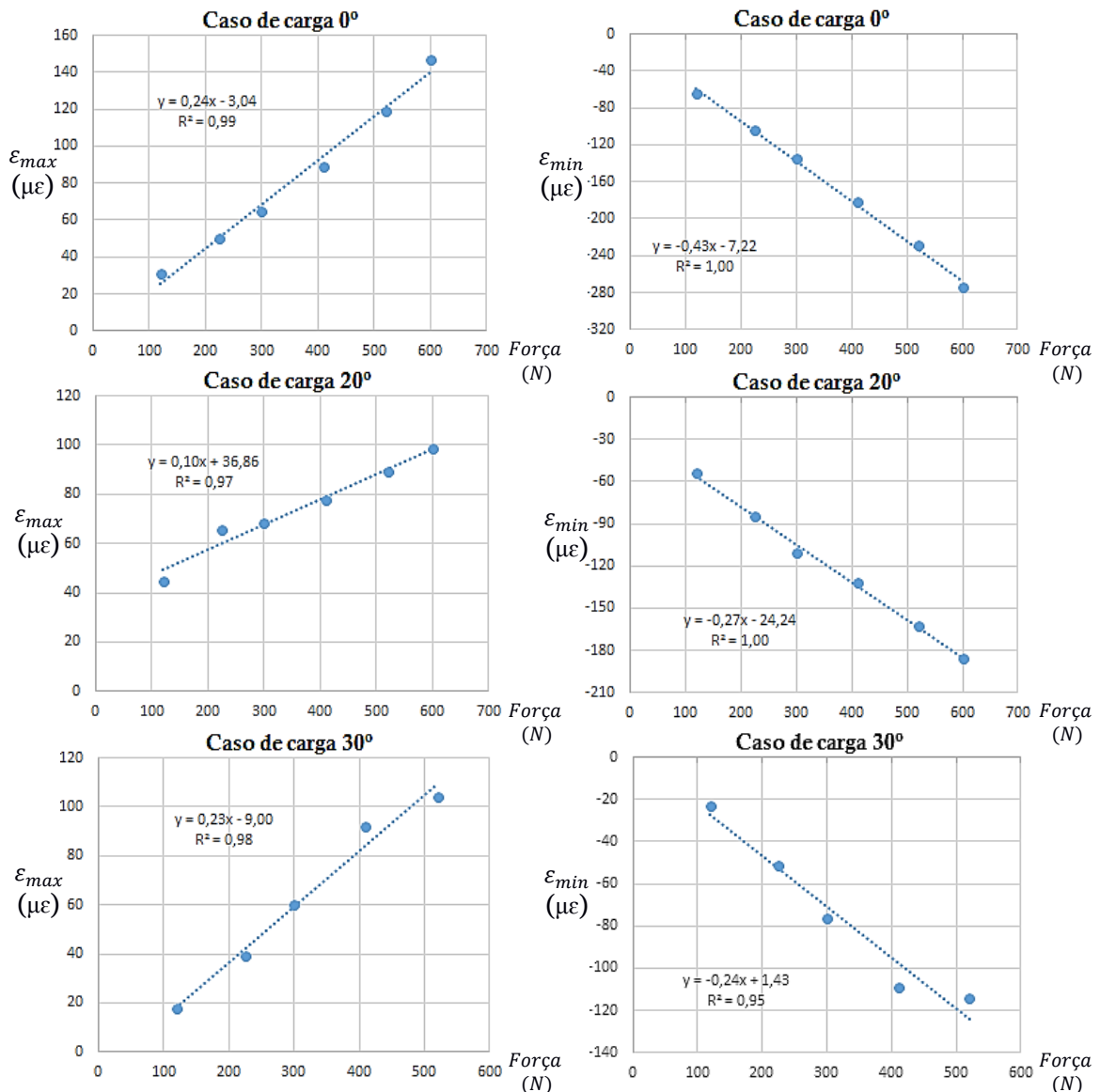


Figura 5.5 – Reta de correlação entre as extensões principais medidas e a magnitude da força femoral aplicada.

5.3.2 Comparação modelos numérico versus experimental

Para a realização da comparação entre os resultados das deformações dos modelos numéricos e as extensões obtidas no modelo experimental, em que alguns valores da força femoral aplicados neste foram diferentes dos valores aplicados nos modelos numéricos analisados no capítulo 4, procedeu-se à realização de novas simulações com base nos modelos numéricos desenvolvidos no capítulo 4 agora com as magnitudes da força femoral aplicados nos modelos experimentais. Após a realização das simulações analisaram-se os valores das deformações principais que atuam no nó mais próximo da posição da roseta do modelo experimental, no plano correspondente ao plano da roseta. Assim, para cada caso de carga, as médias dos valores dos seis carregamentos das extensões principais, na superfície do osso cortical do modelo experimental, foram comparadas com os valores obtidos nos modelos numéricos. Na Tabela 5.3 encontram-se indicados os valores médios das deformações (numérico) e das extensões (experimental), para cada caso de carga e magnitude da força femoral.

Tabela 5.3 – Comparação entre valores das extensões principais experimentais e as extensões principais dos modelos numéricos.

	Carga aplicada	Experimental		Numérico	
		ϵ_{max} (μstrain)	ϵ_{min} (μstrain)	ϵ_{max} (μstrain)	ϵ_{min} (μstrain)
Caso de carga 0°	120 N	30,8	-63,8	23,2	-40,3
	225 N	50,2	-104,2	34,2	-68,0
	300 N	64,6	-134,6	40,6	-85,9
	410 N	89,2	-181,2	52,6	-114,0
	520 N	118,7	-228,7	65,5	-145,0
	600 N	146,5	-274,5	78,1	-174,0
Caso de carga 20°	120 N	44,9	-53,9	13,4	-25,6
	225 N	65,8	-84,8	27,1	-57,1
	300 N	68,3	-110,3	42,7	-88,0
	410 N	77,5	-131,5	59,2	-120,0
	520 N	89,5	-162,5	80,5	-162,0
	600 N	98,3	-185,3	95,9	-188,0
Caso de carga 30°	120 N	18,0	-23,0	13,7	-19,8
	225 N	39,0	-51,0	26,9	-42,6
	300 N	60,0	-76,0	39,6	-64,7
	410 N	91,8	-108,8	57,5	-95,5
	520 N	104,1	-114,1	63,4	-106,0

Como se pode observar da Tabela de uma maneira geral, o modelo numérico apresentou valores nominais das deformações principais inferiores às extensões principais do modelo experimental.

Por forma a melhor comparar os resultados numéricos e experimentais realizou-se uma curva de regressão linear entre as extensões e deformações principais para o conjunto global de resultados. Neste contexto foi traçada a reta de regressão linear (Figura 5.6) entre os resultados numéricos e experimentais, tendo sido calculado o nível de correlação R^2 , o declive da reta e a interceção.

5. Modelo experimental do acetábulo intacto

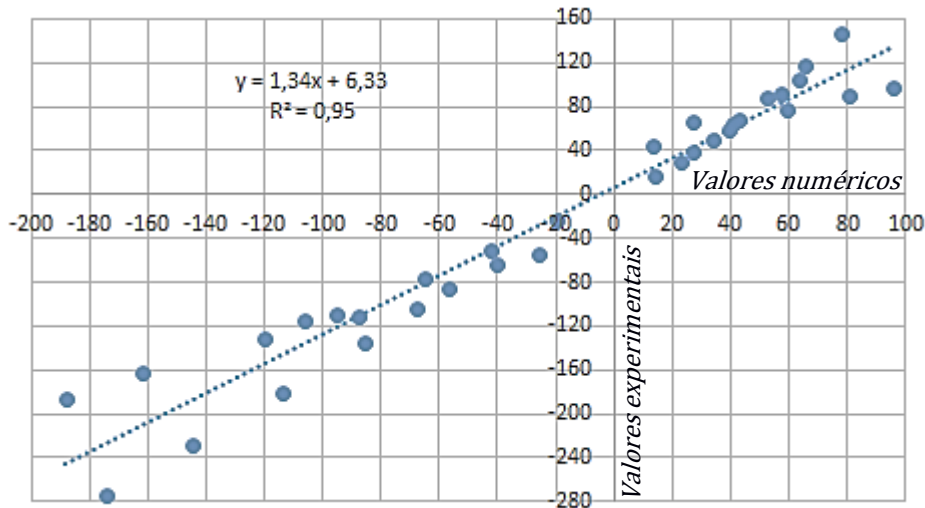


Figura 5.6 – Reta de correlação entre os valores das deformações/ extensões dos modelos numéricos e experimentais.

Um valor de correlação R^2 e declive perto de 1, juntamente com um valor de intersecção pequeno indica uma boa correlação entre os valores numéricos e experimentais. Os resultados obtidos apresentam um valor de correlação R^2 de 0,95, um declive de 1,34 e um valor de intersecção de $6,33 \mu\text{strain}$.

5.4 Discussão

Para todos os casos de carga analisados verifica-se uma excelente regressão linear entre os valores das extensões principais máximas e mínimas e a magnitude da força femoral aplicada, sendo que os valores de correlação R^2 situam-se entre 0,95 e 1. Este nível de correlação evidencia que para a gama de forças aplicadas, para qualquer das três orientações da força femoral, o modelo da meia Pélvis em material compósito (espuma poliuretano e resina epóxi-fibra de vidro) exhibe um comportamento mecânico próximo do linear elástico, tendo este mesmo tipo de comportamento sido assumido no desenvolvimento dos modelos de elementos finitos do capítulo 4.

Os resultados da correlação R^2 das deformações/extensões principais no córtex obtidos entre os modelos numéricos e os modelos experimentais exibiram valores da mesma ordem de grandeza comparativamente a estudos precedentes que utilizaram métodos idênticos [56][57][58][59]. No entanto, o valor do declive de reta de regressão linear (1,3) foi um pouco superior aos referidos nos estudos precedentes, estes mais próximos de 1. Este facto está aparentemente associado a uma maior rigidez do modelo numérico comparativamente ao modelo experimental, pois como já referido, de uma maneira geral, o modelo numérico apresentou valores nominais das deformações principais inferiores às extensões principais do modelo experimental. Uma das eventuais explicações para este facto pode estar relacionado com erro/desvio associado ao processo de segmentação manual do osso cortical e osso esponjoso a partir das imagens de tomografia axial computadorizada da meia Pélvis em material compósito, ou seja, na correta definição dos limites geométricos da parte esponjosa (espuma

5. Modelo experimental do acetábulo intacto

de poliuretano) e da parte cortical (resina epóxi) o que poderá ter conduzido nas regiões de maior complexidade geométrica, que é caso da região onde foi colocada a roseta triaxial de extensómetros, a um aumento da dimensão da zona cortical aumentado desta forma a rigidez do modelo numérico e logo os seus menores valores de deformação. No entanto, o nível de correlação R^2 observado permite concluir que os modelos numéricos desenvolvidos neste trabalho exibem de uma forma geral uma boa capacidade de replicação do comportamento estrutural dos modelos experimentais, sendo esta uma boa indicação para a fidelidade dos resultados obtidos nos modelos numéricos.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

6.1 Conclusões

É possível concluir que, o aumento da força aplicada e da inclinação dada à cabeça femoral relativamente ao alinhamento da Pélvis originou também o aumento dos valores das deformações e das tensões. Os resultados numéricos obtidos no osso cortical mostraram que os valores máximos de deformação foram registados para o caso de carga de 1800 N, onde a cabeça femoral apresenta uma inclinação de 30°. Estes resultados demonstraram que o modelo protésico apresenta geralmente deformações principais máximas e mínimas nominais mais elevadas que o modelo intacto. No entanto, os valores nominais máximos registados para este caso de carga, inferiores a 3000 μ strain, não apresentam um sério risco para a falência por fratura de fadiga do osso associada às cargas cíclicas. Relativamente ao osso esponjoso, os resultados das deformações principais mínimas revelam uma geral tendência de redução relativamente à condição intacta. A magnitude desta redução em certas regiões da Pélvis revela um forte efeito de *stress-shielding*, este associado a um potencial risco de perda de densidade óssea a termo. A perda de densidade óssea causada por uma menor solitação mecânica nessas zonas pode futuramente colocar em causa o suporte mecânico conduzindo à migração/perda do implante. Relativamente ao comportamento estrutural do componente acetabular e cimento ósseo, os valores das tensões equivalente registadas não ultrapassam os limites de fadiga destes materiais, sendo que os riscos de desgaste no primeiro ou de fratura no segundo são aparentemente reduzidos.

Os resultados de correlação obtidos com o modelo experimental que replicou o modelo numérico intacto permitem afirmar que os modelos numéricos desenvolvidos neste trabalho exibem de uma forma geral uma boa capacidade de replicação do comportamento estrutural dos modelos experimentais, sendo esta uma boa indicação para a fidelidade dos resultados obtidos nos modelos numéricos.

Em síntese, os resultados obtidos com os modelos numéricos intacto e protésico do acetábulo permitem concluir que mesmo na prática de uma atividade de marcha normal, indispensável a uma vida autónoma e saudável, existe um potencial risco de perda de densidade óssea a longo termo na zona pélvica por efeito de *stress-shielding* do componente acetabular no osso esponjoso. Estes resultados indicam que ainda existe trabalho a realizar na otimização estrutural do componente acetabular por forma a reduzir ou eliminar o efeito de *stress-shielding* identificado neste trabalho.

6.2 Trabalhos Futuros

Em termos de trabalhos futuros a desenvolver na sequência deste trabalho enuncia-se o desenvolvimento do modelo implantado experimental em osso compósito para comparação com o modelo experimental intacto desenvolvido neste trabalho, com a utilização de um maior número de extensômetros. Igualmente, a inclusão da cartilagem nos modelos numéricos e experimentais da articulação permitiria uma maior aproximação às condições fisiológicas e logo uma maior representatividade dos resultados obtidos. Identicamente, por forma a não condicionar a validade dos resultados obtidos a um só tipo de implante, seria útil o desenvolvimento de modelos numéricos e experimentais com outros tipos de implantes acetabulares por forma a estabelecer-se uma base comparativa e realizar uma análise mais generalizada aos riscos associados a esta artroplastia. Finalmente seria útil avançar com novas propostas de geometria, materiais ou até mesmo o tipo de fixação por forma a reduzir os efeitos negativos para o osso identificados neste estudo.

Referências

- [1] Completo A, Fonseca F. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindústria Edições Técnicas, 2011.
- [2] Drake RL, Moses K, Vogl AW, Mitchell AW. *Gray's Anatomy for Students, Third Edition*. 2015.
- [3] Putz R, Pabst R. *Atlas de Anatomia Humana Sobotta*, 21ª, vol. 2. 2000.
- [4] Seeley RR, Stephens TD, Tate P. *Anatomy & Physiology*, 6ª. 2003.
- [5] Gray H. *Anatomy of the Human Body*, vol. 136, nº 4. 1960.
- [6] Pina E. *Anatomia Humana da Locomoção Activa (Miologia)*, 3ª. 2010.
- [7] *Hip Joint*. Human Anatomy, 2011. [Online]. Disponível em: <https://www.mananatomy.com/body-systems/skeletal-system/hip-joint>. [Acedido em: 18-04-2017].
- [8] Lunn DE, Lampropoulos A, Stewart TD. *Basic biomechanics of the hip*. Orthopaedics and Trauma, vol. 30, nº 3, p. 239–246, 2016.
- [9] Byrne DP, Mulhall KJ, Baker JF. *Anatomy & Biomechanics of the Hip*. The Open Sports Medicine Journal, vol. 4, p. 51–57, 2010.
- [10] Sariali E, Veysi V, Stewart T. *Biomechanics of the human hip - consequences for total hip replacement*. Current Orthopaedics, vol. 22, nº 6, p. 371–375, 2008.
- [11] Phillips AT, Pankaj P, Howie CR, Usmani AS, Simpson, AH. *Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions*. Medical Engineering and Physics, vol. 29, nº 7, p. 739–748, 2007.
- [12] *Acetabular Dysplasia*. Stanford Children's Health, 2017. [Online]. Disponível em: <http://www.stanfordchildrens.org/en/service/hip-preservation/acetabular-dysplasia>. [Acedido em: 25-04-2017].
- [13] Noordin S, Umer M, Hafeez K, Nawaz H. *Developmental dysplasia of the hip*. Orthopedic Reviews, vol. 2, nº 2, p. 19, 2010.
- [14] *Developmental Dislocation (Dysplasia) of the Hip (DDH)*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2013. [Online]. Disponível em: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00347>. [Acedido em: 26-04-2017].
- [15] Rego PA. *Displasia da anca*, 2012-2016 [Online]. Disponível em: <http://www.cirurgiaconservadoraanca.com/pt/displasia-da-anca/o-que-e-a-displasia-da-anca>. [Acedido em: 26-04-2017].
- [16] *Femoroacetabular Impingement*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2016. [Online]. Disponível em: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00571>. [Acedido em: 25-04-2017].
- [17] Armfield S, Russell Z. *Femoroacetabular Impingement (FAI)*, 2017. [Online]. Disponível em: <http://physioworks.com.au/injuries-conditions-1/femoroacetabular-impingement-fai-1>. [Acedido em: 26-04-2017].
- [18] *Arthritis of the Hip*. Washington University Orthopedics, 2017. [Online]. Disponível em: <https://www.ortho.wustl.edu/content/Patient-Care/3207/Services/Sports-Medicine/Overview/Hip/Arthritis-of-the-Hip.aspx>. [Acedido em: 27-04-2017].
- [19] *Inflammatory Arthritis of the Hip*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2014. [Online]. Disponível em: <http://www.orthoinfo.org/topic.cfm?topic=A00396>. [Acedido em: 27-04-2017].
- [20] *Osteoarthritis of the Hip*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2014.

- [Online]. Disponível em: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00213>. [Acedido em: 27-04-2017].
- [21] *Total Hip Replacement*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2015. [Online]. Disponível em: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00377>. [Acedido em: 01-05-2017].
- [22] Hansen EN. *Total Hip Replacement Surgical Procedure*, 2013. [Online]. Disponível em: <https://www.arthritis-health.com/surgery/hip-surgery/total-hip-replacement-surgical-procedure>. [Acedido em: 27-09-2017].
- [23] Cluett J. *Hip Replacement Surgery Steps*, 2017. [Online]. Disponível em: <https://www.verywell.com/steps-of-a-hip-replacement-2549548>. [Acedido em: 27-09-2017].
- [24] Petis S, Howard JL, Lanting BL, Vasarhelyi EM. *Surgical approach in primary total hip arthroplasty: Anatomy, technique and clinical outcomes*. Canadian Journal of Surgery, vol. 58, nº 2, p. 128–139, 2015.
- [25] Bucholz RW. *Indications, techniques and results of total hip replacement in the united states*. Revista Médica Clínica Las Condes, vol. 25, nº 5, p. 756–759, 2014.
- [26] Harrison CL, Thomson AI, Cutts S, Rowe PJ, Riches PE. *Research Synthesis of Recommended Acetabular Cup Orientations for Total Hip Arthroplasty*. Journal of Arthroplasty, vol. 29, nº 2, p. 377–382, 2014.
- [27] Learmonth ID. *Artificial joints: A biotechnological revolution*. The Surgeon, vol. 3, nº 3, p. 171–183, 2005.
- [28] Houcke JV, Khanduja V, Pattyn C, Audenaert E. *The History of Biomechanics in Total Hip Arthroplasty*. Indian Journal of Orthopaedics, vol. 51, nº 4, p. 359–367, 2017.
- [29] Knight SR, Aujla R, Biswas SP. *Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history*. Orthopedic Reviews, vol. 3, nº 2, p. 16, 2011.
- [30] Heybeli N, Mumcu EF. *Total Hip Arthroplasty (History and Development)*. SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi, vol. 6, nº 4, p. 21–27, 1999.
- [31] Kumar N, Arora NC, Datta B. *Bearing surfaces in hip replacement - Evolution and likely future*. Medical Journal Armed Forces India, vol. 70, nº 4, p. 371–376, 2014.
- [32] Schwartzmann CR, Boschini LC, Gonçalves RZ, Yépez AK, Spinelli L. de Freitas. *New Bearing Surfaces in Total Hip Replacement*. Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition), vol. 47, nº 2, p. 154–159, 2012.
- [33] *Joint Care/Fracture Care*, Sulzer Orthopedics Inc., 2001.
- [34] Sood V. *Cemented vs. Cementless Alternatives in Joint Replacement*, 2014. [Online]. Disponível em: <https://www.arthritis-health.com/surgery/shoulder-surgery/cemented-vs-cementless-alternatives-joint-replacement>. [Acedido em: 11-05-2017].
- [35] Abdulkarim A, Ellanti P, Motterlini N, Fahey T, O’Byrne JM. *Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials*. Orthopedic Reviews, vol. 5, nº 1, p. 8, 2013.
- [36] *Types of Hip Replacement and Methods of Fixation*. Joint Replacement Institute, 2016. [Online]. Disponível em: <https://jri.verity.org/hip-resurfacing-replacement/hip-replacement/resources/types-of-hip-replacement-and-methods-of-fixation/>. [Acedido em: 12-05-2017].

- [37] Wyatt M. *Survival outcomes of cemented compared to uncemented stems in primary total hip replacement*. World Journal of Orthopedics, vol. 5, nº 5, p. 591, 2014.
- [38] Mirza SB, Dunlop DG, Panesar SS, Naqvi SG, Gangoo S, Salih S. *Basic science considerations in primary total hip replacement arthroplasty*. The open orthopaedics journal, vol. 4, p. 169–80, 2010.
- [39] *National Joint Registry 13th Annual report*. National Joint Registry Reports, 2016.
- [40] Haas SB, Sculco TP. *Hip and Knee Replacement Surgery FAQs*, 2016. [Online]. Disponível em: https://www.hss.edu/conditions_advancements-hip-knee-replacement-surgery.asp. [Acedido em: 28-09-2017].
- [41] Ulrich SD, Seyler TM, Bennett D, Delanois R, Saleh KJ, Thongtrangan I, Kuskowski M, Cheng EY, Sharkey PF, Parvizi J, Stiehl JB, Mont MA. *Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision?* International Orthopaedics, vol. 32, nº 5, p. 597–604, 2008.
- [42] Poença A, Judas F, Cabral R, Canha N. *Revisões de Próteses da Anca: Reconstrução das lises ósseas com enxertos alógenos*, p. 1–56.
- [43] Unger AS, Lewis RJ, Gruen T. *Evaluation of a porous tantalum uncemented acetabular cup in revision total hip arthroplasty: Clinical and radiological results of 60 hips*. Journal of Arthroplasty, vol. 20, nº 8, p. 1002–1009, 2005.
- [44] Siopack JS, Jergesen HE. *Total hip arthroplasty*. Western Journal of Medicine, vol. 162, nº 3, p. 243–249, 1995.
- [45] Valle AG. *Revision Total Hip Replacement: An Overview*, 2016. [Online]. Disponível em: https://www.hss.edu/conditions_revision-total-hip-replacement-overview.asp. [Acedido em: 17-05-2017].
- [46] Telleria JJ, Gee AO. *Classifications In Brief: The Paprosky Classification of Femoral Bone Loss*. Clinical Orthopaedics and Related Research, vol. 471, nº 11, p. 3725–3730, 2013.
- [47] Taylor ED. *Reconstruction options for acetabular revision*. World Journal of Orthopedics, vol. 3, nº 7, p. 95, 2012.
- [48] Ahmad AQ, Schwarzkopf R. *Clinical evaluation and surgical options in acetabular reconstruction: A literature review*. Journal of Orthopaedics, vol. 12, p. S238–S243, 2015.
- [49] Ramos A, Duarte R, Relvas C, Completo A, Simões J. *The influence of acetabular bone cracks in the press-fit hip replacement: Numerical and experimental analysis*. Clinical Biomechanics, vol. 28, nº 6, p. 635–641, 2013.
- [50] Zant NP, Heaton-Adegbile P, Hussell JG, Tong J. *In vitro fatigue failure of cemented acetabular replacements: a hip simulator study*. Journal of biomechanical engineering, vol. 130, nº 2, p. 1–19, 2008.
- [51] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. *Hip Forces and Gait Patterns from Routine Activities*. Journal of Biomechanics, vol. 34, nº 7, p. 859–871, 2001.
- [52] Watson PJ, Dostanpor A, Fagan MJ, Dobson CA. *The effect of boundary constraints on finite element modelling of the human pelvis*. Medical Engineering and Physics, vol. 43, p. 48–57, 2017.
- [53] Lamvohee JM, Ingle P, Cheah K, Dowell J, Mootanah R. *Total Hip Replacement: Tensile Stress in Bone Cement is influenced by Cement Mantle Thickness*,

- Acetabular Size, Bone Quality, and Body Mass Index*. Journal of Computer Science & Systems Biology, vol. 7, n^o 3, p. 72–78, 2014.
- [54] *Composite Bone*, Sawbones Pacific Research Labs, p. 79–84.
- [55] Duarte R, Ramos A, Relvas C, Completo A, Simões J. *Validação numérica e experimental da transferência de carga na articulação da anca com e sem prótese total*. Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia, vol. 21, n^o 3, p. 249–258, 2013.
- [56] Completo A, Fonseca F, Ramos A, Simões J. *Comparative assessment of different reconstructive techniques of distal femur in revision total knee arthroplasty*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, vol. 25, n^o 8, p. 2559–2566, 2017.
- [57] Completo A, Pereira J, Nascimento A, Almeida F. *Strain shielding in distal radius after wrist arthroplasty with a current generation implant: An in vitro analysis*. Journal of Biomechanics, vol. 52, p. 169–175, 2017.
- [58] Completo A, Duarte R, Fonseca F, Simões J, Ramos A, Relvas C. *Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis*. Clinical Biomechanics, vol. 28, n^o 3, p. 291–298, 2013.
- [59] Completo A, Pereira J, Fonseca F, Ramos A, Relvas C, Simões J. *Biomechanical analysis of total elbow replacement with unlinked iBP prosthesis: An in vitro and finite element analysis*. Clinical Biomechanics, vol. 26, n^o 10, p. 990–997, 2011.