



Universidade de Aveiro
2017

Departamento de Engenharia de Materiais e
Cerâmica

**João Miguel Tavares
Pereira**

**Estudo da transferência de carga na artroplastia
resurfacing da anca**



**João Miguel Tavares
Pereira**

**Estudo da transferência de carga na artroplastia
resurfacing da anca**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos, realizada sob a orientação científica do Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

À memória do meu avô

o júri

presidente

Prof. Doutor Jorge Ribeiro Frade
professor catedrático da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões
professor Coordenador da Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Prof. António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
professor auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Apesar de uma dissertação de mestrado ser um trabalho individual, existem contributos que devem ser mencionados. Assim, reservo este espaço para expressar a minha gratidão a todas as pessoas que me ajudaram.

Ao meu orientador, Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, por todo o apoio, acompanhamento, disponibilidade e me ter incentivado quando eu tinha a minha mural em baixo, bem como por todo o conhecimento partilhado comigo, que me permitiram evoluir durante este tempo.

Aos meus colegas de laboratório que me apoiaram e acolheram, estando sempre disponíveis para me auxiliar. No entanto, devo um agradecimento especial ao Carlos Rocha, pelo tempo gasto comigo, bem como o conhecimento partilhado comigo durante os ensaios numéricos, mesmo que por vezes adiasse o seu próprio trabalho.

Aos meus colegas de mestrado que conheci em Aveiro, pelos dois anos de amizade, convivência e companheirismo que, apesar de terem acabado mais cedo do que eu, ainda utilizo muitas coisas que me ensinaram, amigos que levo para a vida.

Aos meus familiares que me ajudaram durante este percurso, pelas palavras de incentivo e de força e pelos recursos que me facultaram, principalmente aos meus primos Ivo Ribeiro, Ricardo Lima e Diogo Pereira.

Aos meus amigos pelo apoio e incentivo e por estarem sempre disponíveis para me ajudar sempre que precisei.

E, por fim, aos meus pais, Manuel Pereira e Filomena Ribeiro, por todos os sacrifícios, apoio, compreensão, carinho e paciência, que me permitiram concluir esta etapa da minha vida.

palavras-chave

Artroplastia *Resurfacing* da anca, Íliaco, Fémur, Deformação Principal, Osso Cortical, Osso Trabecular.

resumo

O posicionamento do componente acetabular é crucial para a artroplastia *resurfacing* da anca, sendo uma das principais causas para falhas pós-cirúrgicas.

Este trabalho teve como objetivo, o estudo da transferência de carga numa prótese *resurfacing* da anca, com foco especial para quando ocorre alteração de posição do componente acetabular, para a posição neutra do componente femoral. Assim, foram realizados ensaios *in vitro* para quatro posições diferentes do componente acetabular, combinando os ângulos de inclinação e de anteversão. Estes ensaios consistiram em ensaios de compressão realizados numa máquina de carga, sob um modelo da articulação da anca que inclui o íliaco, o fémur e uma prótese *resurfacing* Birmingham®. Foram realizados, também, ensaios numéricos em que se retiraram valores de deformações principais. Para isso, obteve-se um modelo, replicativo do modelo *in vitro*, no qual foram realizadas simulações com os mesmos parâmetros utilizados, também, nos ensaios *in vitro*. Foram retirados valores nas mesmas regiões dos ensaios *in vitro*, de modo a validar o modelo numérico e, após a validação, no osso trabecular do colo femoral e na região adjacente do acetábulo. Em ambos os ensaios estudou-se a posição do componente acetabular mais adequada para uma transferência de carga mais uniforme, através da influência da inclinação e da anteversão do componente acetabular. No modelo *in vitro*, realizaram-se gráficos, de modo a condensar a informação, bem como análise estatística dos resultados. Concluiu-se, assim, que o ângulo de anteversão mais indicado é de 15°. No entanto, o ângulo de inclinação mais indicado varia com as regiões, sendo a anteversão mais relevante neste estudo. Obteve-se uma correlação fraca entre os modelos, mas suficiente para a validação do modelo numérico. No modelo numérico, através de gráficos radiais, concluiu-se que a posição do componente acetabular mais adequada é diferente nas regiões estudadas. Contudo, no colo femoral, a região mais crítica, aconselha-se 40° de inclinação e 15° de anteversão.

keywords

Hip Arthroplasty, Resurfacing, Iliac, Femur, Main Deformation, Cortical Bone, Trabecular Bone, Applied Force.

abstract

The positioning of the acetabular component is crucial for resurfacing hip arthroplasty, being one of the main causes for post-surgery failures.

This work aimed to study the load transfer in a hip resurfacing prosthesis, with a special focus when there is a change in the position of the acetabular component. Therefore, *in vitro* tests were carried, with four different positions of the acetabular component, combining inclination and anteversion. These tests consisted in compression tests made in a loading machine, on a hip articulation model, which included a iliac, a femur and a Birmingham® resurfacing prosthesis. Numerical tests were also made in which main strain values were gathered. In this regard, a replica of the *in vitro* model was obtained, in which simulations were made, with the same parameters as in the *in vitro* tests. Strain values were gathered in the same regions as the *in vitro* tests, in order to validate the numerical model, and, after the validation, in the trabecular bone of the femoral neck and in the surrounding region of the acetabular component. In both tests, the most appropriate acetabular component position was studied for a more even load transfer, through the influence of the inclination and anteversion of the acetabular component. In the *in vitro* model, charts were made, in order to condensate the information, as well as statistic analysis of the results. Thus it concluded that 15° was the most suitable anteversion. However, the most suitable inclination varies with the regions, thus anteversion being more relevant in this study. A weak correlation was obtained, although it was enough to validate the numerical model. In the numerical model, through radial charts, it concluded that the most appropriate acetabular component position is different in the studied regions. However, in the femoral neck, the most critical region, it is advised 40° of inclination and 15° of anteversion.

Índice

Índice de figuras	iii
Índice de tabelas	iv
Abreviaturas	vi
1. Introdução	1
2. Revisão da literatura	2
2.1. A articulação	2
2.2. Articulação da anca	3
2.2.1. Movimentos da articulação da anca	5
2.2.2. Cargas suportadas pela articulação da anca	5
2.2.3. Patologias da articulação da anca	6
2.3. Artroplastia <i>resurfacing</i> da anca	7
2.3.1. Abordagens	7
2.3.2. Posicionamento do componente acetabular	10
2.3.3. Falhas comuns	10
2.3.4. História de modelos de próteses <i>resurfacing</i>	13
2.3.5. Modelos em comercialização	15
2.3.5.2. Modelo Cormet 2000	16
2.3.5.3. Modelo Durom	17
2.3.5.4. Modelo ASR	19
2.3.5.5. Modelo ICON	21
3. Registos ortopédicos	22
4. Modelo <i>in vitro</i> da artroplastia <i>resurfacing</i>	34
4.1. Preparação dos modelos do íliaco e do fémur	36
4.2. Colocação das rosetas	37
4.3. Configuração do equipamento utilizado	39
5. Resultados Experimentais	40
6. Análise Estatística	59
7. Discussão dos resultados experimentais	61
7.1. Influência da anteversão	61
7.1.1. Influência no íliaco	61
7.1.2. Influência no fémur	61
7.2. Influência da inclinação	62
7.2.1. Influência no íliaco	62
7.2.2. Influência no fémur	62
7.3. Interação entre anteversão e inclinação	63
7.3.1. Interação no íliaco	63
7.3.2. Interação no fémur	64
8. Desenvolvimento do Modelo Numérico	66

9.	Correlação entre valores de deformação numéricos e experimentais	71
10.	Resultados Numéricos	80
11.	Discussão dos Resultados Numéricos.....	85
11.1.	Região adjacente do componente acetabular.....	85
11.2.	Osso trabecular do colo femoral	85
12.	Conclusões.....	87
12.1.	Futuros desenvolvimentos	88
13.	Bibliografia.....	89

Índice de figuras

Figura 1 - Articulação da anca [6]	4
Figura 2 - Movimentos da articulação da anca [6]	5
Figura 3 - Gráfico de cargas suportadas pela articulação da anca [8]–[12]	6
Figura 4 - Modelo Birmingham [23].....	15
Figura 5 - Modelo Cormet 2000 [23]	17
Figura 6 - Modelo Durom [23]	18
Figura 7 - Modelo ASR [23]	20
Figura 8 - Modelo ICON [23].....	21
Figura 9 - Taxa de crescimento na Suécia [26].....	23
Figura 10 - Gama de idades de acordo com o tipo de prótese utilizado [26]	25
Figura 11 - Taxa de insucesso das próteses resurfacing [26].....	26
Figura 12 - Taxa de incidência [27].....	27
Figura 13 - Taxa de crescimento [27]	27
Figura 14 – Patologias [27]	28
Figura 15 - Taxa de crescimento das próteses aplicadas [28].....	29
Figura 16 - Taxa de insucesso das próteses <i>resurfacing</i> [28].....	30
Figura 17 - Idades dos pacientes sujeitos a artroplastia da anca [29]	31
Figura 18 - Causas de revisão de artroplastias primárias [29].....	31
Figura 19 - Modelos do fêmur (à esquerda) e do íliaco (à direita)	37
Figura 20 - Regiões do íliaco (à esquerda) e localização das rosetas (à direita) [34].....	38
Figura 21 - Localização das rosetas no fêmur	38
Figura 22 - Máquina de carga utilizada	39
Figura 23 - Influência da anteversão na deformação do íliaco para inclinação a 40°	41
Figura 24 - Influência da anteversão na deformação do fêmur para inclinação a 40°	42
Figura 25 - Influência da anteversão na deformação do íliaco para inclinação a 45°	44
Figura 26 - Influência da anteversão na deformação do fêmur para inclinação a 45°	45
Figura 27 - Influência da anteversão na deformação do íliaco para anteversão a 15°	47
Figura 28 - Influência da anteversão na deformação do fêmur para anteversão a 15°	48
Figura 29 - Influência da anteversão na deformação do íliaco para anteversão a 20°	50
Figura 30 - Influência da anteversão na deformação do fêmur para anteversão a 20°.....	51
Figura 31 - Influência do aumento simultâneo da inclinação e anteversão na deformação do íliaco.....	53
Figura 32 - Influência do aumento simultâneo da inclinação e anteversão na deformação do fêmur.....	54
Figura 33 - Influência da diminuição da inclinação e aumento da anteversão na deformação do íliaco.....	56
Figura 34 - Influência da diminuição da inclinação e aumento da anteversão na deformação do fêmur	57
Figura 35 - Posição do modelo numérico	66
Figura 36 - Rosetas no modelo numérico	67
Figura 37 - Pontos de fixação no modelo numérico.....	69
Figura 38 - Localização da aplicação da força no modelo numérico	69
Figura 39 - Primeira posição do componente acetabular.....	70
Figura 40 - Valores de Deformação no Ensaio A.....	71
Figura 41 - Correlação entre valores de deformação no ensaio A.....	72
Figura 42 - Valores de Deformação no Ensaio B.....	73
Figura 43 - Correlação entre valores numéricos e experimentais no ensaio B.....	74
Figura 44 - Valores de Deformação no Ensaio C.....	75
Figura 45 - Correlação entre valores numéricos e experimentais no ensaio C.....	76
Figura 46 - Valores de Deformação no Ensaio D.....	77
Figura 47 - Correlação entre valores numéricos e experimentais no ensaio D.....	78
Figura 48 - Correlação entre Valores de Deformação Numéricos e Experimentais.....	79
Figura 49 - Regiões estudadas no modelo numérico.....	80
Figura 50 - Deformações principais máximas na região adjacente do acetábulo	81
Figura 51 - Deformações principais mínimas na região adjacente do acetábulo	82
Figura 52 - Deformações principais máximas no osso trabecular do colo femoral	83
Figura 53 - Deformações principais mínimas no osso trabecular do colo femoral	84

Índice de tabelas

Tabela 1 – Gama de movimentos da articulação da anca [6]	5
Tabela 2 - Grau de satisfação de 150 pacientes (182 artroplastias) [25].....	13
Tabela 3 – Patologias [26]	24
Tabela 4 - Utilização de próteses <i>resurfacing</i> [26]	25
Tabela 5 - Número de revisões em relação ao tipo de fixação [26]	26
Tabela 6 - Número de revisões relativamente à causa [26].....	26
Tabela 7 - Relação entre a taxa de insucesso e as idades dos pacientes [28].....	30
Tabela 8 - Número de artroplastias da anca realizadas ao longo dos anos [30]	32
Tabela 9 - Número de artroplastias <i>resurfacing</i> realizadas em 2013 [30].....	32
Tabela 10 - Número de artroplastias da anca realizadas [31].....	33
Tabela 11 - Relação entre o tipo de artroplastia com o sexo e a idade dos pacientes [31]	33
Tabela 12 - Diferentes posições do componente acetabular	40
Tabela 13 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 40° de inclinação, no ilíaco	42
Tabela 14 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 40° de inclinação, no fémur.....	43
Tabela 15 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 45° de inclinação, no ilíaco	45
Tabela 16 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 45° de inclinação, no fémur.....	46
Tabela 17 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 15° de anteversão, no ilíaco	48
Tabela 18 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 15° de anteversão, no fémur.....	49
Tabela 19 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 20° de anteversão, no ilíaco	51
Tabela 20 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 20° de anteversão, no fémur.....	52
Tabela 21 - Variação das deformações principais com o aumento dos ângulos estudados no ilíaco	54
Tabela 22 - Variação das deformações principais com o aumento dos ângulos estudados no fémur.....	55
Tabela 23 - Variação das deformações com a diminuição da inclinação e aumento da anteversão no ilíaco	57
Tabela 24 - Variação das deformações com a diminuição da inclinação e aumento da anteversão no fémur	58
Tabela 25 - Variação da deformação com a variação dos ângulos, em cada região.....	65
Tabela 26 - Propriedades dos materiais considerados para os ensaios numéricos	67
Tabela 34 - Dimensão da malha utilizada no modelo numérico	68
Tabela 28 – Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio A	72
Tabela 29 - Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio B	74
Tabela 30 - Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio C.....	76
Tabela 31 - Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio D.....	77

Abreviaturas

ALVAL – Lesões associadas a vasculite linfocítica assética

Co-Cr – Liga crómio-cobalto

Cr-Co-Mo – Liga crómio-cobalto-molibdénio

FDA – Food and Drug Administration

BHR – Birmingham Hip Resurfacing

HIP – Pressão isostática a quente

AOA – Australian Orthopaedic Association

AJRR – American Joint Replacement Registry

AAOS – American Association of Orthopaedic Surgeons

AAHKS – American Association of Hip and Knee Surgeons

SPOT – Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia

PMMA - Polimetilmetacrilato

ϵ_1 – Deformação principal máxima

ϵ_3 – Deformação principal mínima

ϵ_a – Deformação do extensómetro ($\theta = 0^\circ$)

ϵ_b – Deformação do extensómetro ($\theta = 45^\circ$)

ϵ_c – Deformação do extensómetro ($\theta = 90^\circ$)

1. Introdução

A artroplastia *resurfacing* da anca representa um tratamento cirúrgico moderno para pacientes ativos jovens e de meia-idade com osteoartrite. Ao invés da artroplastia total clássica, em que a cabeça proximal e o colo do fémur são inteiramente removidos, na artroplastia *resurfacing*, o corte é limitado ao osso na região da superfície da articulação da cabeça femoral e, a articulação é substituída por uma superfície metal-metal [1].

Na artroplastia da anca, um componente acetabular erradamente posicionado pode aumentar o risco de desgaste prematuro, restringir a amplitude de movimentos e, é a causa mais comum de luxação [2]. Estes riscos podem ser evitados através de um melhor posicionamento do componente acetabular. Este trabalho tem como objetivo apurar o melhor ângulo do componente acetabular, para que estes riscos sejam minimizados.

Este trabalho encontra-se dividido em doze capítulos. O capítulo 1 consiste na introdução do tema, bem a apresentação dos seus objetivos e estrutura. No capítulo 2, é feita uma revisão à bibliografia existente, para um melhor enquadramento do tema. No capítulo 3, são apresentados registos ortopédicos de diferentes países, de modo a identificar diferentes causas de falha das próteses. No capítulo 4, é descrito de forma detalhada o modelo *in vitro* da artroplastia *resurfacing*, bem como o equipamento utilizado. Os resultados obtidos são apresentados no capítulo 5. No capítulo 6, é realizada a análise estatística dos resultados obtidos e, no capítulo 7 é feita a discussão desses resultados. O capítulo 8 descreve o modelo numérico realizado. No capítulo 9, é feita a validação do modelo numérico, através da correlação com o modelo *in vitro*. No capítulo 10, são apresentados os resultados obtidos nas regiões estudadas no modelo numérico e, no capítulo 11 é feita a discussão desses resultados. No capítulo 12, é feita a conclusão do trabalho realizado, bem como a apresentação de ideias para trabalhos que poderão ser desenvolvidos futuramente.

2. Revisão da literatura

2.1. A articulação

Uma articulação é um ponto de contacto, entre cartilagem e osso. A estrutura de uma articulação determina a sua combinação entre resistência e flexibilidade. Certas articulações não permitem movimento, e por isso, são bastante resistentes, mas inflexíveis. Por outro lado, outras articulações fornecem uma liberdade de movimentos razoável, e por isso são flexíveis, mas não muito resistentes. Em geral, quanto mais justo for o encaixe no ponto de contacto, mais resistente será a articulação. Nas articulações com um encaixe mais justo, o movimento é mais restringido. No entanto, as articulações com um encaixe mais frouxo estão mais sujeitas à deslocação dos ossos articulados das suas posições normais (luxação). Os movimentos nas articulações são, também, determinados pela forma dos ossos articulados, pela flexibilidade dos ligamentos que ligam os ossos e a tensão dos músculos e tendões associados. A flexibilidade da articulação também pode ser afetada por hormonas, como por exemplo, no final da gravidez, uma hormona denominada relaxina aumenta a flexibilidade da fibrocartilagem da sínfise púbica e afrouxa os ligamentos entre o sacro e o osso da anca [3].

As articulações são classificadas estruturalmente, com base nas suas características anatómicas, e funcionalmente, com base no tipo de movimento que permitem. Quanto à sua classificação estrutural, as articulações podem ser:

- Articulações fibrosas, em que não existe cavidade sinovial e os ossos são mantidos juntos por tecido conjuntivo irregular denso que é rico em fibras de colagénio;
- Articulações cartilagosas, em que não existe cavidade sinovial e os ossos são mantidos juntos por cartilagem;
- Articulações sinoviais, em que os ossos que formam a articulação possuem uma cavidade sinovial e são unidos por tecido conjuntivo irregular denso de uma capsula articular, e, muitas vezes, por ligamentos acessórios.

Quanto à classificação funcional, as articulações podem ser:

- Sinartrose, uma articulação imóvel;
- Anfiartrose, uma articulação ligeiramente móvel;

- Diartrose, uma articulação livremente móvel. Todas as diartroses são articulações sinoviais e este tipo de articulações possuem uma variedade de formas e permitem diferentes tipos de movimentos [3].

2.2. Articulação da anca

A articulação da anca consiste numa articulação do corpo humano que faz a ligação entre o fémur e o íliaco, do tipo sinovial com geometria quase esférica, rodeada por músculos fortes que possibilitam uma vasta gama de movimentos segundo diversos planos exibindo, também, uma elevada estabilidade. Tendo em conta que esta articulação é a ligação estrutural entre as e os membros inferiores e o esqueleto axial, a anca não só transmite forças do solo numa direção ascendente mas, também, carrega forças provenientes do tronco, cabeça e pescoço, e membros superiores [4].

A articulação da anca satisfaz as quatro características de uma articulação sinovial. Assim, esta articulação possui uma cavidade articular, as superfícies da articulação são revestidas com cartilagem articular, possui uma membrana sinovial que produz fluido sinovial e encontra-se rodeada por uma cápsula ligamentosa [5].

Esta articulação, representada na figura 1, existe entre o osso inominado constituído por contribuição do ílio (aproximadamente 40%), ísquio (40%) e do púbis (20%) e o fémur [5]. O osso da coxa é um osso plano que forma a pélvis, em conjunto com o osso da coxa contra lateral e o sacro. O ílio é formado pela ala que possui uma forma irregular e a sua superfície interna é macia e coberta pelo músculo iliopsoas, enquanto que a superfície externa dá fixação aos músculos do glúteo e pelo corpo que forma a parte superior do acetábulo. O ísquio proporciona a parte inferior do acetábulo e a parte posterior do osso da coxa. No aspeto posterior do ísquio, a primeira estrutura visível é a espinha isquial. Por debaixo da espinha isquial, a ranhura ciática menor precede a tuberosidade isquial, que é uma apófise grande e forte de onde originam os músculos posteriores da coxa. O púbis forma a parte medial e anterior do osso da coxa e articula com o púbis contra lateral, fechando a parte anterior da pélvis. O púbis é ligado ao ísquio através do ramo superior e inferior [6].

Hip Joint

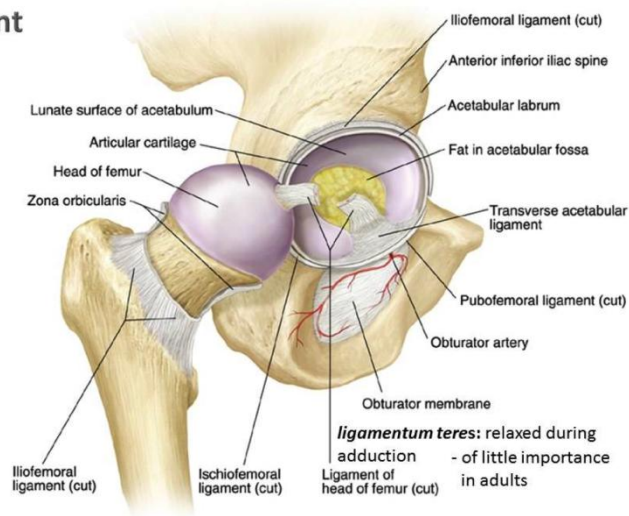


Figura 1 - Articulação da anca [6]

O acetábulo é a cavidade hemisférica localizada no centro da superfície externa do osso da coxa. Uma camada de cartilagem reveste a superfície interna do acetábulo com a exceção da parte central, visto que é o local de origem do *ligamentum teres* (ligamento redondo). O fémur é um osso longo formado por um corpo (diáfise) e duas extremidades expandidas (epífises). A epífise proximal inclui a cabeça femoral, o colo femoral e duas eminências, o trocânter maior e o menor. A epífise distal consiste em duas grandes eminências, os côndilos femorais, divididos por uma ranhura denominada fossa intercondilóide [6].

A articulação é realizada pelo acetábulo e pela cabeça femoral. A cápsula articular é uma estrutura fibrosa que se estende desde o lábio glenoidal até à base do colo femoral. O ligamento iliofemoral, isquiofemoral e pubofemoral são responsáveis por reforçar a cápsula articular. O ligamento redondo garante uma ligação adicional entre a cabeça femoral e o acetábulo. A cápsula, os ligamentos e os músculos que rodeiam a articulação proporcionam estabilidade, mantendo os ossos na sua posição e evitando luxação. A camada macia de cartilagem acima da cabeça femoral e do acetábulo amortece as forças de compressão que atuam na articulação. A superfície interna da cápsula articular é revestida pela membrana sinovial, que é responsável pela produção de fluido sinovial. Este fluido tem como função lubrificar a articulação, permitindo o movimento da anca com baixo valor de atrito e indolor, mesmo sob altas pressões [6].

2.2.1. Movimentos da articulação da anca

Tendo em conta que a articulação da anca é uma articulação do tipo esférica, esta possui uma vasta gama de movimentos. Esses movimentos encontram-se ilustrados na figura 2.

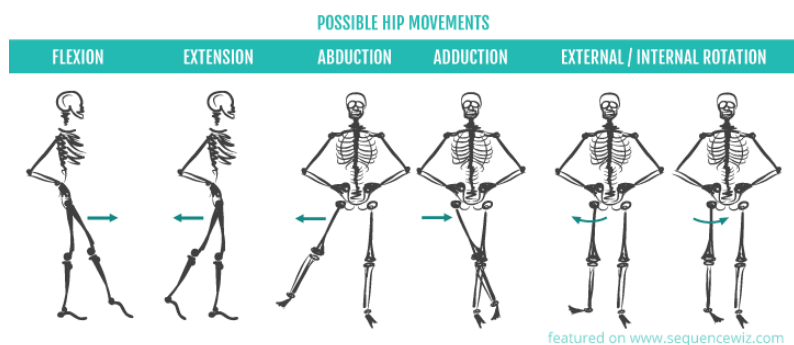


Figura 2 - Movimentos da articulação da anca [6]

Após a definição de cada movimento, é importante saber a amplitude dos movimentos executados pela articulação da anca, bem como os músculos intervenientes em cada um. Na tabela seguinte, são detalhados cada um desses aspetos.

Tabela 1 – Gama de movimentos da articulação da anca [6]

Movimentos	Definição	Ângulos	Músculos intervenientes
Flexão	Levar a coxa em direção ao abdómen	0 – 130°	Iliopsoas e quadríceps femoral
Extensão	Mover a coxa na direção oposta ao abdómen	0 – 30°	Glúteo máximo
Abdução	Afastar a perna do corpo lateralmente	0 – 45°	Glúteo médio, glúteo mínimo, glúteo máximo e tensor da fáscia lata
Adução	Levar a perna ao corpo lateralmente	0 – 30°	Adutor longo, adutor curto e adutor magno
Rotação Interna	Rodar o pé para dentro	0 – 30°	Glúteo médio e glúteo mínimo
Rotação Externa	Rodar o pé para fora	0 – 40°	Piriforme, gémeo superior, obturador externo, obturador interno, gémeo inferior e quadrado femoral

2.2.2. Cargas suportadas pela articulação da anca

A articulação da anca tem a capacidade de suportar cargas originadas do solo e estas dependem do tipo de movimento realizado e do peso corporal [7]. Assim, o gráfico seguinte ilustra o valor da carga suportada pela articulação da anca, em relação a

diferentes ações, sendo tropeçar, a ação mais crítica, que apresenta valores de carga mais elevados.

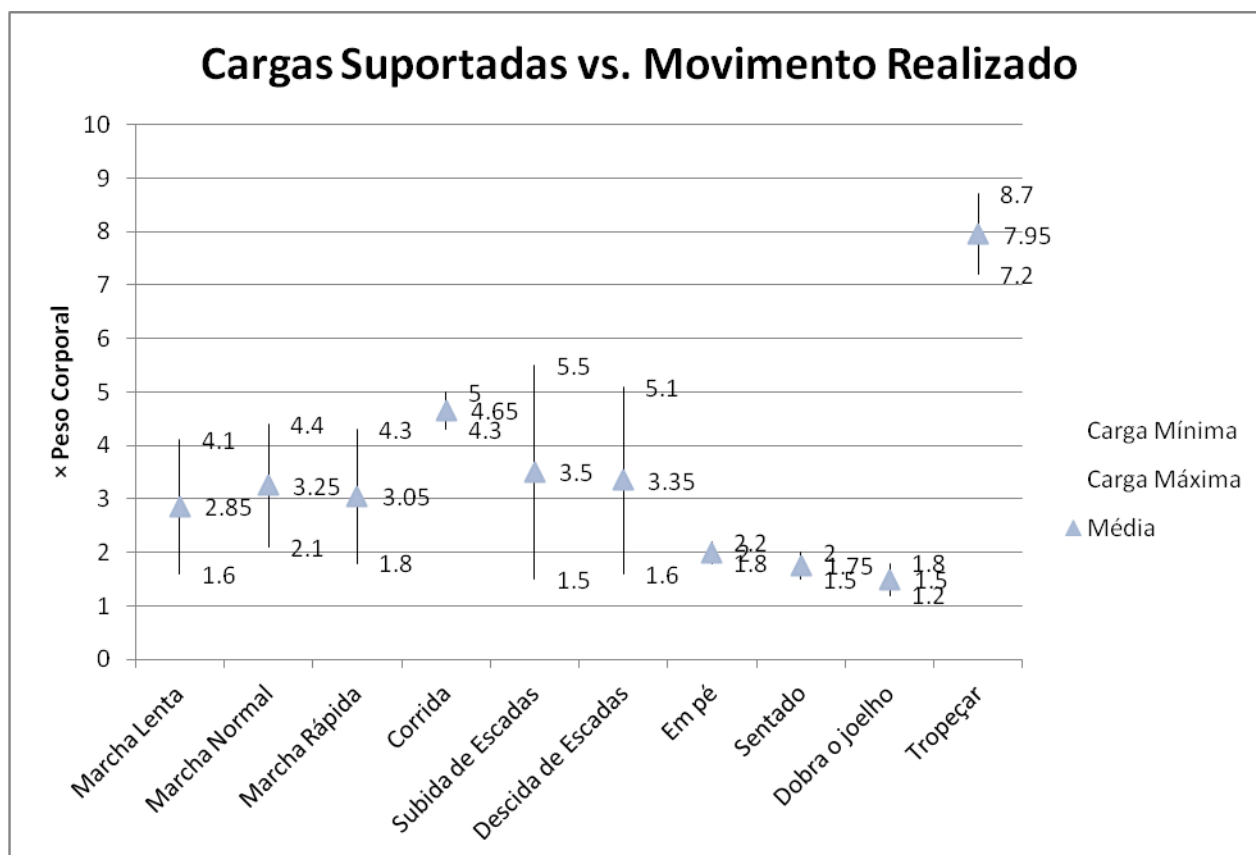


Figura 3 - Gráfico de cargas suportadas pela articulação da anca [8]-[12]

2.2.3. Patologias da articulação da anca

Existem várias patologias que podem afetar a articulação da anca, impedindo a sua função normal. As patologias que podem afetar a articulação da anca e que podem ser combatidas através de artroplastia resurfacing são a osteoartrose, a osteonecrose e a tuberculose.

A osteoartrose da anca é uma doença degenerativa da cartilagem presente na articulação que ocorre quer em homens quer em mulheres, e a sua probabilidade aumenta com a idade. Os principais sinais clínicos são dor e a gama reduzida de movimentos. Existem certos fatores etiológicos que podem levar à origem da osteoartrose tais como historial de trauma, mudanças congénitas, fatores hereditários e obesidade. Certas atividades desportivas podem, também, levar ao aparecimento de osteoartrose precoce nos homens tais como futebol, atletismo, entre outros desportos

que possam danificar a articulação da anca [13]. A prevalência desta patologia é cerca de 5.3%, num estudo realizado a 4151 pacientes, na Dinamarca [14].

A osteonecrose da anca envolve a rutura da fonte vascular para o osso subcondral da cabeça femoral que pode resultar no colapso da superfície articular e eventual artrite degenerativa. Os fatores de risco para a osteonecrose incluem o uso crónico de esteroides, o uso exagerado de álcool, coagulopatias, doenças autoimunes tais como lúpus eritematoso disseminado, doença de Gaucher, VIH, e fumar. A osteonecrose pode, também, estar associada a traumas da anca tais como fraturas do colo femoral e luxações da anca, bem como quimioterapia e terapia de radiação [15]. A prevalência desta patologia é cerca de 7.6%, num estudo realizado a 132 pacientes [16].

A tuberculose da anca é uma doença fácil de aliviar, mas difícil de curar. A obtenção de uma cura é bastante influenciada por uma variedade de fatores para além do método de tratamento. A tuberculose da anca é uma doença crónica inflamatória causada por *Mycobacterium tuberculosis* que afeta a articulação. A apresentação clínica inclui o envolvimento de várias articulações com febre e perda de peso, e formação de abscessos periarticulares. O erro de não considerar a tuberculose no diagnóstico diferencial de lesões osteoarticulares num indivíduo numa área endémica de tuberculose pode atrasar, substancialmente, o diagnóstico [17]. A prevalência desta patologia é cerca de 10%, num estudo realizado na população dos Estados Unidos [18].

2.3. Artroplastia *resurfacing* da anca

Uma das soluções para restituir a função da articulação é a artroplastia *resurfacing* da anca. A artroplastia *resurfacing* da anca é um procedimento ortopédico de preservação de osso que ajuda a restaurar a função normal da articulação da anca. A principal vantagem deste procedimento, em relação à artroplastia total, é a preservação de osso. Neste procedimento, o acetábulo é substituído, tal como na artroplastia total. No entanto, é apenas alterada a forma da cabeça femoral e a forma da superfície acetabular.

2.3.1. Abordagens

Na artroplastia da anca, a articulação pode ser abordada de várias formas. A escolha da abordagem depende da parte da anca que necessita ser exposta, a idade do paciente e a preferência e a perícia do cirurgião. Antes de realizar qualquer abordagem cirúrgica, é importante compreender os princípios anatómicos que estão por trás da dissecação cirúrgica [19].

Tal como todas as cirurgias ortopédicas, é importante lembrar o posicionamento do paciente, a preparação da área, a identificação de pontos de referência e a realização da incisão ao longo de dobras da pele. É importante, também, notar que todas as incisões devem ser feitas ao longo da linha de incisão identificada, mas a incisão inicial faz-se melhor no meio da linha de incisão, para que, se for necessário, esta possa ser esticada em ambas as direções [19].

Outro princípio das cirurgias ortopédicas é a tentativa de ir diretamente à área a operar. Este princípio minimiza a dissecação lateral, evitando, assim, danos em tecidos moles tais como nervos e vasos [19].

O conceito de plano internervoso é importante entender antes de escolher qualquer abordagem cirúrgica. Este conceito significa que todas as dissecações profundas devem ser realizadas, separando os músculos entre dois planos nervosos, para que todos os músculos fornecidos por um nervo e as suas ramificações sejam retraídos em direção a um lado, de modo a evitar danos e denervar os músculos [19].

Uma das abordagens escolhidas é a abordagem anterior (Smith-Petersen), cuja exposição femoral é limitada. Devido a este facto, esta abordagem não é muito utilizada em artroplastia *resurfacing*. Na abordagem anterior, o paciente é colocado na posição de supino com uma almofada debaixo da pélvis, no lado a operar. A incisão é feita longitudinalmente entre a crista ilíaca anterior, em direção à coxa, curvando sobre a espinha ilíaca anterior superior. A dissecação do tecido mole é feita entre o sartório e o tensor da fáscia lata, e o reto femoral e o glúteo médio. O plano internervoso situa-se entre o sartório (nervo femoral) e o tensor da fáscia lata (nervo glúteo superior). Quanto à artrotomia, a perna é aduzida e rodado externamente e a incisão da cápsula é feita longitudinalmente [19].

As vantagens desta abordagem incluem a preservação da vascularidade, estabilidade após o procedimento com uma menor probabilidade de luxação, morbidez limitada e bom acesso ao acetábulo [19]. Esta abordagem limita o corte e separação de músculos, facilita radiografias intraoperatórias, visto que o paciente se encontra na posição de supino [20].

A principal limitação da abordagem anterior é o acesso limitado, tornando-se tecnicamente exigente colocar componentes em artroplastia. Apesar da abordagem ao acetábulo ser boa, a abordagem ao fémur proximal é limitada [19].

A abordagem lateral fornece uma boa exposição da articulação da anca, preservando a maior parte do glúteo médio, glúteo mínimo e o vasto lateral, e a vascularidade. Nesta abordagem, o paciente pode ser posicionado em supinação ou lateralmente. A incisão é feita desde o ponto médio do trocânter maior, longitudinalmente, ao longo do eixo femoral e estende-se até 80 a 100 mm com extensão proximal até à espinha ilíaca anterior superior. A fáscia glútea e a banda iliotibial são divididas e é identificado o plano entre o tensor da fáscia lata e o glúteo máximo. Como o tendão do glúteo médio e as fibras musculares, e o vasto lateral são divididos, não existe um verdadeiro plano internervoso. Para realizar a luxação, a perna é rodada externamente e abduzida [19].

Esta abordagem fornece um bom acesso à anca e ainda preserva a vascularidade e minimiza o risco de dano do nervo ciático, quanto comparada com a abordagem posterior. No entanto, o dano ao glúteo médio pode aumentar o tempo de recuperação [19].

A abordagem posterior é uma das abordagens mais comuns utilizada por cirurgiões ortopédicos. Nesta abordagem, o paciente é colocado numa posição lateral. A incisão padrão realizada consiste numa linha que varia entre 100 e 150 mm e tem origem na espinha ilíaca posterior superior até ao trocânter maior. As incisões modernas são mais pequenas do que a incisão padrão, mas podem ser aumentadas se assim for necessário. Inicialmente, a fáscia lata e o vasto lateral são cortados. As fibras do glúteo máximo são divididas. De seguida, a anca é rodada internamente e músculos rotadores pequenos são cortados, após serem colocados em posição com suturas de ancoragem. O obturador interno e o piriforme são separados e são refletidos para trás, de modo a proteger o nervo ciático. Como se divide através das fibras do glúteo máximo em vez de se dividir entre planos musculares, é difícil de encontrar um verdadeiro plano internervoso. A incisão da cápsula é feita em forma de T [19].

A abordagem posterior fornece uma excelente exposição do acetábulo e da cabeça e colo femoral, facilitando o procedimento cirúrgico. No entanto, devido à possibilidade que a fonte de sangue seja danificada, resultando em osteonecrose, isto levou à limitação da sua utilização em cirurgias conservativas da anca, tais como desbridamento da anca e a sua utilização na população pediátrica não é recomendada [19].

2.3.2. Posicionamento do componente acetabular

Posicionar o componente acetabular corretamente é mais difícil durante uma artroplastia *resurfacing*, quando comparado com uma artroplastia total da anca. O acesso ao acetábulo é mais difícil devido à presença da cabeça femoral. A maioria dos pacientes que são submetidos a este tipo de artroplastia possui um acetábulo displástico com uma forma anormal. O acetábulo encontra-se orientado verticalmente e tenta preservar o osso. É muito pouco usual ver um componente acetabular posicionado mais na vertical do que o acetábulo nativo. O osso acetabular é duro e esclerótico nas áreas onde existiu suporte de cargas irregular. Os componentes acetabulares *resurfacing* são empurrados em direção ao acetábulo e o osso mais duro em certas áreas e menos duro noutras tende a inclinar o componente acetabular na altura do impacto ou, mais tarde, com o suporte de cargas [21].

2.3.3. Falhas comuns

As contraindicações da artroplastia *resurfacing* estão relacionadas, principalmente com a quantidade e a qualidade de osso da cabeça e do colo femoral. Os modos de falha mais comuns da artroplastia *resurfacing* são o deslocamento assético do componente femoral e a fratura do colo femoral. Enquanto que a fratura do colo femoral prematura está, normalmente, relacionada com um problema técnico no momento da cirurgia, como entalhamento do colo ou impacto forçado do componente femoral, as causas do deslocamento do componente femoral e da fratura tardia do colo femoral são mais complexas [22].

Tipicamente, a falha de uma prótese *resurfacing* pode ter uma ou mais causas e características histológicas associadas. Pode ocorrer perda de fixação nas membranas fibrosas interfaciais, perda de vascularidade, perda de osso por reabsorção óssea macrofágica e/ou osteoclástica, remodelação alterada através de má posição do novo osso ou engrossamento do osso trabecular ou reações do tecido mole tais como perda ou engrossamento do líquido sinovial, fibrose, necrose e infiltração de células inflamatórias [23].

A presença destas características varia de acordo com o modo de falha predominante. Normalmente, uma falha não ocorre apenas devido a um fator, mas como um resultado de efeitos acumulativos de vários fatores contribuintes. Este facto aparenta ser especialmente verdadeiro para fratura do colo femoral. Na examinação de vários

componentes femorais falhados, por razões exceto a fratura, observou-se, muitas das vezes, a ocorrência de danos cirúrgicos ao osso, mas que estes danos foram cicatrizados sem consequências para o paciente [23].

Uma característica comum é que, em geral, as características associadas com uma falha de próteses *resurfacing* tendem a piorar com o tempo. Por esta razão é que as revisões que são atrasadas, em relação à queixa dos pacientes com sintomas de dor ou perda de mobilidade, ou identificação radiográfica de mudanças adversas, estão muitas vezes associadas com mais perda óssea e reação do tecido mole, comparado com os que têm uma revisão antecipada. O processo de falha pode ser iniciado no momento da cirurgia, como por exemplo de danos ao osso que resultam na fratura do colo femoral num breve período pós-operatório, ou se a desvascularização ou necrose termal, provenientes da polimerização do cimento ósseo, levarem à reabsorção óssea interfacial, formação de membrana, instabilidade ou luxação, que podem ocorrer meses ou anos após a operação [23].

O tempo entre estes processos iniciais e a manifestação clínica de dor ou instabilidade é altamente variável e depende de uma infinidade de fatores, incluindo a saúde do osso original e tecidos circundantes. Na ausência de desvascularização completa e necrose, a cabeça femoral exibe indícios de regeneração óssea e de remodelação, como resposta à biomecânica alterada resultante da implantação da prótese *resurfacing*. Se não fosse este o caso, a implantação de uma prótese *resurfacing* seria impossível [23].

Estudos realizados ajudaram a identificar muitos dos fatores cirúrgicos e do paciente que contribuem para fraturas do colo femoral e falhas devido luxação femoral. Por exemplo, uma fraca interdigitação do cimento é uma descoberta comum no seccionamento de cabeças femorais, em falhas por luxação. Isto é devido à falta de preparação meticulosa da cabeça femoral antes da cimentação [23].

Da mesma forma, descobriu-se que secções de cabeças femorais, revistas em fraturas prematuras do colo femoral, submetidas por cirurgiões com pouca experiência na técnica de *resurfacing*, revelavam erros técnicos que podem ser corrigidos. A análise histológica também ajudou a eliminar certos medos sobre a artroplastia *resurfacing*, em geral, e artroplastias realizadas com a abordagem posterior, em particular, de resultarem em desvascularização da cabeça femoral e falha inevitável devido a necrose avascular. Em muito poucas revisões, as secções de cabeças femorais exibem necrose avascular

capaz de provocar a falha. No entanto, em certos casos, existem indícios de lesões vasculares transientes que causam necrose trabecular local. Isto pode ser observado, mas a menos que o cirurgião tenha sido particularmente destrutivo em relação à vasculatura local, ocorre revascularização, regeneração e remodelação do osso afetado [23].

O tipo de falha biológica mais óbvio é a infecção, que ainda explica um pequeno número de revisões de artroplastias *resurfacing*. Falhas assépticas que envolvem reações biológicas adversas têm-se tornado uma causa crescente em casos analisados. Existe um elevado nível de preocupação entre cirurgiões e pacientes, em relação aos efeitos dos detritos metálicos e iões metálicos, e a análise de falhas tem ajudado a fornecer informação sobre esses efeitos [23].

O número de revisões devido a dores inexplicáveis e hipersensibilidade a metal suspeita está a aumentar, embora fraturas e luxação sejam, ainda, as principais causas de falhas. A análise deste tipo de revisões é ainda mais importante, a fim de distinguir entre falhas que estão relacionadas com questões mecânicas, tais como desgaste excessivo devido ao mau posicionamento cirúrgico, e as que estão relacionadas com reações alérgicas ou de hipersensibilidade. Verificou-se que alguns dos casos de dores inexplicáveis são devido a luxação acetabular não detetada radiograficamente no momento da revisão, ou devido à fratura da cabeça femoral ou necrose extensiva que apenas são visíveis no seccionamento da cabeça femoral. No entanto, algumas destas falhas são mais difíceis de compreender. Observou-se que reações adversas do tecido mole podem ser, muitas vezes, divididas nas que ocorre reação de detritos devido a desgaste excessivo, e nas que se explicam como sendo hipersensibilidade devido a quantidades normais de desgaste [23].

Realiza-se, também, análises multivariadas de fatores associados a falhas em próteses com superfícies de contacto metal-metal com o auxílio da pontuação ALVAL (lesões associadas a vasculite linfocítica asséptica). Estas análises mostram que os casos histologicamente mais prováveis de refletir uma reação de hipersensibilidade ao metal (pontuação ALVAL elevada, lesões linfocíticas extensivas, perda do revestimento sinovial) possuem taxas de desgaste do implante mais baixas do que casos com inflamação maioritariamente macrofágica, e uma pontuação ALVAL mais baixa [23].

A luxação do implante, particularmente envolvendo a falta de crescimento ósseo no interior do revestimento poroso acetabular, é possivelmente uma questão mais

complexa, em certos casos, do que apenas a falta de contacto inicial e estável entre o osso e o implante. O efeito dos elevados níveis de iões metálicos na função dos osteoblastos não é muito bem compreendido, mas existem provas *in vitro* que os iões metálicos podem ativar precursores de osteoclastos e inibir funções de osteoblastos. Não é muito claro se a luxação tardia do componente acetabular em casos de elevado desgaste possam ser outra consequência prejudicial de produtos de desgaste metálicos ou o efeito de fatores independentes, tais como as características do revestimento, contacto inicial fraco ou micromovimentos que inibem a fixação. Certamente, a conceção do revestimento poroso tem um papel importante na fixação, não cimentada, bem-sucedida [23].

2.3.4. História de modelos de próteses *resurfacing*

O conceito da prótese *resurfacing* remonta há mais de 80 anos. A primeira geração consistiu num projeto de artroplastia por molde realizado por Smith-Petersen em 1923, que reformulava a cabeça femoral e revestia-a com uma cúpula de vidro Pyrex. A sua teoria consistia em que este corpo estranho iria instigar uma resposta do tecido de colagénio no acetábulo artrítico, o que iria resultar num aumento dos movimentos e alívio da dor. No entanto, estas cúpulas não eram suficientemente resistentes, levando à sua fratura. Em 1938, o material foi alterado para um novo metal biologicamente inerte denominado *Vitallium*. Este tipo de prótese era colocado por *press-fit* [24]. A tabela seguinte mostra o grau de satisfação dos pacientes e do cirurgião, em relação à prótese em causa.

Tabela 2 - Grau de satisfação de 150 pacientes (182 artroplastias) [25]

Anos após a operação	Média dos ângulos de flexão	Condição da anca			
		Paciente		Cirurgião	
		Satisfatório	Não satisfatório	Satisfatório	Não satisfatório
0 – 2	68°	90	14	85	19
2 – 4	75°	42	3	37	8
4 – 6	80°	29	4	26	7

A segunda geração de próteses *resurfacing* teve origem no início dos anos 50, com a reformulação do acetábulo artrítico bem como a cabeça femoral. Em 1951, o desenho de uma prótese *press-fit* com Teflon, desenvolvido por Charnely, foi o primeiro sistema *resurfacing* total. A baixa resistência ao desgaste do Teflon contribuiu para a falha precoce destes sistemas. Assim, em 1953, Haboush utilizou cimento metacrilato na primeira prótese *resurfacing* cimentada. Os *designs* foram evoluindo durante os anos 60 e 70, com a utilização de superfícies de contacto metal-polietileno e as primeiras

superfícies de contacto metal-metal. Nos anos 70 e 80, os *designs* eram caracterizados por uma superfície de contacto metal-polietileno, fixados com e sem cimento. Na categoria não cimentada, o *design* TARA foi o primeiro que, aquando da sua aplicação, se removeu uma porção da cabeça femoral para facilitar o apoio da prótese. A principal falha destas próteses estava relacionada com a instabilidade do dispositivo na cabeça femoral. Devido a estas falhas, estas próteses foram substituídas por próteses cimentadas que reduziam a instabilidade femoral. No entanto, estas primeiras próteses tinham uma taxa de revisão de 38% em 5 anos, devido à fratura do colo femoral e ao aumento da dor sentida pelos pacientes. Em 1967, Muller começou a utilizar próteses com superfícies de contacto metal-metal com bons resultados e que durariam 25 anos. Em 1973, Eicher e Capello desenvolveram uma prótese *resurfacing* total cimentada com um componente femoral metálico e um componente acetabular em polietileno. Em 1975, Amstutz introduziu o sistema THARIES, que consistia, também, numa superfície de contacto metal-polietileno. Nos anos 80, Amstutz evoluiu o seu *design*, de modo a incorporar uma fixação não cimentada. Estes *designs* foram mal sucedidos devido às propriedades de desgaste dos materiais escolhidos. Os detritos de polietileno resultantes criavam grandes áreas de osteólise no acetábulo e na cabeça femoral [24].

A terceira, e atual, geração começou a emergir no início dos anos 90. Estes *designs* possuíam, normalmente, grandes superfícies de contacto metal-metal e utilizavam a fixação não cimentada e a fixação híbrida. A primeira prótese desenvolvida foi a prótese não cimentada de Wagner, que utilizava uma liga Co-Cr forjada com tolerâncias de componente estritamente controladas de modo a minimizar o desgaste. Esta prótese não foi largamente adotada devido a dificuldades de implantação. Em 1991, McMinn introduziu uma prótese não cimentada com a Corin Medical. No entanto, os componentes destas próteses eram alvo de deslocamento. Este problema foi combatido com a adição de uma superfície rugosa e hidroxiapatite. Em 1994, foi introduzida uma prótese híbrida com o componente femoral cimentado e o componente acetabular não cimentado e revestido com hidroxiapatite. Em 1996, as próteses de Corin e de McMinn seguiram caminhos diferentes. A prótese de McMinn evoluiu para a prótese BHR (*Birmingham Hip Resurfacing*) e a prótese Corin tornou-se a prótese Cormet 2000. Estes dois últimos modelos são, atualmente, os dispositivos mais prevalentes em todo o mundo [24]. Atualmente, existem várias marcas de próteses *resurfacing* no mercado que variam entre elas no *design*, no material utilizado, nas suas propriedades e na sua taxa de sucesso. De seguida, serão mencionadas algumas destas marcas, bem como as suas características.

2.3.5. Modelos em comercialização

2.3.5.1. Modelo Birmingham (BHR)

O desenvolvimento da prótese Birmingham, ilustrada na figura 4, foi inspirado pela falta de osteólise na primeira geração de implantes totais da anca com superfície de contacto metal-metal. Esta prótese foi a primeira prótese *resurfacing* a ser aprovada pela FDA (Food and Drug Administration) para utilização nos Estados Unidos. A prótese Birmingham é constituída por uma liga de Cr-Co-Mo e as suas principais características são o facto de possuírem Porocast (superfície porosa moldada cujos grânulos fazem parte do substrato metálico), não tem demasiada cobertura, não comprometendo o impacto e não é submetida a tratamentos térmicos. Este dispositivo é produzido com uma estrutura porosa que é revestida com hidroxiapatite. Os grânulos de 1 mm de diâmetro são uma parte integral da moldagem. O componente acetabular possui um ângulo de cobertura que varia entre 158° e 166°. A espessura do componente é cerca de 3.26 mm e o seu diâmetro varia entre 44 e 66 mm. Este componente é colocado 20° de anteversão e com um ângulo de inclinação entre 40° e 45°. O componente femoral possui uma forma de cilindro chanfrado e foi concebida para uma fixação cimentada. O diâmetro da cabeça do componente femoral varia entre 38 e 58 mm, no entanto, a espessura da haste não varia à medida que o diâmetro da cabeça do componente femoral aumenta [23].



Figura 4 - Modelo Birmingham [23]

Visto que a prótese Birmingham foi a primeira prótese *resurfacing* a ser amplamente utilizada, encontra-se disponível um grande número de resultados clínicos a médio e longo termo. Por exemplo, a organização Oswestry Outcome Centre recolheu dados prospectivamente em 5000 próteses Birmingham implantadas desde Julho de 1997 até Novembro de 2002. Num período de seguimento médio de 7.1 anos, 4524

dessas próteses encontravam-se disponíveis para revisão: 3.6% foram revisões requeridas, cuja maioria foi revista devido a fratura do colo femoral (1.1%) ou devido a luxação assética do componente acetabular ou do componente femoral (0.6% cada). Utilizando revisões para todas as causas de falhas, a análise de sobrevivência Kaplan-Meier exibiu uma sobrevivência cumulativa de 96.3% a 7 anos e de 95.3% a 10 anos [23].

A análise de dados de 2008, do Australian National Joint Registry, de 8427 próteses Birmingham reportou que se obteve uma percentagem cumulativa de revisão de 2.5% a 3 anos, 3.6% a 5 anos e 5% a 8 anos. McBryde *et al.* reportaram, em 2010, os resultados de 1826 pacientes osteoartrosicos com 2123 próteses Birmingham com um período de seguimento médio de 3.5 anos. A taxa de sobrevivência cumulativa a 5 anos foi de 97.5%. Derek McMinn, responsável pela concepção da prótese Birmingham, reportou que, na sua série de 3095 próteses consecutivas, a taxa de revisão de qualquer componente, por qualquer razão, foi de 2.2% e taxas de sobrevivência de 99, 97 e 96% a 5, 10 e 13 anos, respetivamente [23].

2.3.5.2. Modelo Cormet 2000

A prótese Cormet 2000, ilustrada na figura 5, é constituída por uma liga de Cr-Co-Mo de acordo com as normas ASTM F75 e ISO 5832-4. Após a moldagem, são realizados dois tratamentos térmicos, pressão isostática a quente (HIP) e recozimento. As principais características do componente femoral incluem opções de cabeça femoral cimentada e não cimentada, ambas com um *design* de ajuste apertado, três estrias internas que impedem a rotação e uma haste distal polida que previne *stress shielding*. O seu diâmetro varia entre 40 e 56 mm. A haste polida possui um cone, cujo ângulo varia com o tamanho do componente. O seu comprimento também varia com o tamanho do componente. O benefício da haste polida distal é que minimiza a carga distal no osso e, por isso, minimiza o *stress shielding* proximal. O componente acetabular possui uma superfície de Bi-Coat não cimentada, dois pares de aletas que impedem a rotação e que se localizam no ísquio e na púbis e um aro equatorialmente expandido para melhorar a fixação. O seu diâmetro varia entre 46 e 64 mm. A superfície Bi-Coat consiste num revestimento de titânio por pulverização de plasma que é sobreposto com hidroxiapatite. O mesmo revestimento é utilizado em ambos os componentes acetabular e femoral. A cobertura do componente acetabular varia entre 160° e 166° [23].



Figura 5 - Modelo Cormet 2000 [23]

Em 2009, no encontro da British Orthopaedic Association, foram apresentados os resultados de um estudo coorte realizado por 10 cirurgiões, em 5 hospitais, utilizando a prótese Cormet 2000. No total, o estudo compreendia 1743 próteses em 1515 pacientes com uma taxa de sobrevivência de 96.2% a 9 anos. As causas de revisão foram 6 casos de infecção (0.34%), 18 casos de luxação asséptica acetabular (1.03%), 9 casos de luxação asséptica do componente femoral (0.51%), 11 casos de fraturas do colo femoral (0.63%), 5 casos de colapsos da cabeça femoral (0.28%), 10 casos de dor severa, sem diagnóstico específico (0.57%), 2 casos de metalose (0.11%), 2 casos de instabilidade devido a um mau alinhamento (0.11%) e 2 casos com um diagnóstico histológico de ALVAL (0.11%). O estudo prospetivo, não randomizado, que aprovou a prótese Cormet, pela FDA, consistia em 1148 próteses em 1030 pacientes, implantados em 12 hospitais, entre Abril de 2001 e Maio de 2006. A taxa de sobrevivência Kaplan-Meier foi de 95.8% a 24 meses. Mais recentemente, a prótese Cormet não cimentada foi implantada sucedidamente num número limitado de pacientes. Em 2008, Gross e Liu reportaram 20 casos de implantação de próteses não cimentadas com um período de seguimento de 7 anos. Foram realizadas 4 revisões, mas nenhuma foi devido à falha asséptica do componente femoral. Radiografias de duas ancas exibiram uma redução da dimensão do colo femoral que estabilizou aos 3 anos de pós-operatório [23].

2.3.5.3. Modelo Durom

Em 2001, a prótese Durom, ilustrada na figura 6, foi introduzida na Europa, e foi concebida para pacientes jovens e ativos. Os projetistas desta prótese realçaram a necessidade de uma superfície de contacto de elevada qualidade, combinada com a preservação do osso pélvico e do osso femoral e a fixação duradoura dos componentes.

A prótese Durom é constituída por uma liga Cr-Co, que, ao contrário da maioria dos componentes de outras próteses *resurfacing* é forjada, ou seja, é mais dura do que a liga moldada. Assim, a sua resistência ao desgaste é superior, e a superfície pode ser altamente polida, para reduzir a rugosidade superficial. Comparada com as próteses moldadas, as próteses Durom possuem carbonetos de menores dimensões no interior da matriz da liga e uma rugosidade inferior. O componente acetabular possui um diâmetro que varia entre 44 e 66 mm, que permite a preservação máxima de osso acetabular, e um ângulo de 165°, parecido ao acetábulo natural. A sua espessura varia entre 3 e 4 mm, de acordo com o diâmetro do componente acetabular. O componente acetabular é revestido por uma superfície de titânio pulverizado por plasma, a vácuo (Porolock™), com uma rugosidade superficial que varia entre 20 e 50 µm para integração óssea. A fixação é feita por aletas *press-fit* circunferenciais, equatoriais, com rugosidade superficial elevada. O componente femoral possui um diâmetro que varia entre 38 e 60 mm e inclui um padrão único de reentrâncias internas que foram concebidas para facilitar a pressurização controlada do cimento ósseo e a saída do seu excesso, bem como melhorar a estabilidade rotacional. A haste cônica é fina e lisa, e foi concebida com a função de guia de alinhamento, no entanto, não foi concebida para suportar cargas [23].



Figura 6 - Modelo Durom [23]

Em 2007, Gravius *et al.* reportaram sobre a sua série de 59 próteses Durom implantadas em 52 pacientes, através da abordagem lateral. Nos resultados iniciais (média de 25 meses), 2 colos femorais fraturaram, sendo estas as únicas revisões na série. Dois anos depois, o mesmo grupo publicou resultados atualizados num grupo de 72 pacientes com um período de seguimento médio de 29 meses. Os resultados obtidos foram muito semelhantes, sendo que realizaram uma revisão devido a fratura e uma revisão devido à formação de osso heterotópico [23].

A equipa clínica da prótese Durom publicou os seus resultados dos primeiros 200 pacientes, cujas próteses foram implantadas entre 2001 e 2003. Um componente femoral foi revisto devido a luxação assética 3.9 anos após o implante, no entanto, não ocorreram fraturas do colo femoral e nenhum dos componentes acetabulares foi considerado radiograficamente solto. Notou-se um sinal pedestal em cerca 2.5% dos casos, com a migração do componente femoral num caso e a desmarcação da haste em quatro casos, mas os pacientes mantiveram-se assintomáticos. Em dois casos, observou-se osteólise pélvica. Em 35 casos (17.5%) observaram-se mudanças de remodelação do colo femoral [23].

A Australian Orthopaedic Association (AOA) listou a prótese Durom entre um número de componentes acetabulares associados a uma taxa de revisão superior à esperada e o National Joint Registry do Reino Unido reportou que a prótese Durom possuía uma taxa de revisão a 5 anos, por qualquer razão, de 5.8%, comparada com a taxa de revisão global para todas as próteses *resurfacing* de 6.4% a 5 anos [23].

2.3.5.4. Modelo ASR

Em 2003, a prótese ASR, ilustrada na figura 7, foi introduzida pela empresa DePuy, e foi desenhada de forma a ser a prótese mais preservadora de osso no mercado, com um componente acetabular bastante fino de perfil baixo e um tamanho reduzido da haste do componente femoral. O componente acetabular fino, *press-fit*, constituído por uma de liga Cr-Co tem a probabilidade de deformar quando é comprimido entre as colunas isquial e ilíaca na sua introdução, fechando ligeiramente na dimensão anteroposterior. Os componentes acetabulares de maiores dimensões têm maior risco de deformação. De modo a reduzir esta flexibilidade, aumentou-se a espessura os componentes acetabulares, no polo, e essa espessura aumenta com o tamanho do componente. Os componentes de menores dimensões possuem uma espessura de 5 mm, enquanto que os componentes de maiores dimensões possuem uma espessura de 6 mm. Quanto ao diâmetro da cabeça do componente acetabular, este valor varia entre 44 e 70 mm. O componente femoral foi concebido de modo a maximizar o tecido ósseo no interior da cabeça femoral, sendo este constituído, também, por uma liga de Cr-Co. Isto significa, não só maximizar o volume de osso retido, mas também tentar assegurar que se manteve viável, limitando a intrusão de cimento ósseo. As principais características são a geometria interna cónica e a haste central relativamente pequena. A geometria interna cónica permite o assentamento correto do componente na superfície

óssea preparada, que é mais fácil permitindo que o cimento escape em vez de ficar preso, e por sua vez, prendendo bolsas de ar debaixo do componente. O diâmetro do componente femoral varia entre 39 e 63 mm [23].



Figura 7 - Modelo ASR [23]

A empresa DePuy realizou um estudo com três dos cirurgiões que participaram na concepção da prótese, e que implantaram próteses em 983 casos consecutivos. De todos os pacientes, 6% eram do sexo masculino, a idade média dos pacientes era de 55.6 anos e 86% dos pacientes possuíam um diagnóstico primário de osteoartrite. Desta série, 293 próteses possuem um período de seguimento de 2 ou 3 anos [23].

No seguimento mais recente, existiram 9 revisões devido a fratura (0.92%). Cinco destas revisões foram fraturas intraoperatórias, e seis destas revisões foram feitas em pacientes com idades superiores a 65 anos. Além disso, realizaram-se 3 revisões devido a luxação acetabular (0.31%), 3 devido a dores (0.31%) e 5 pacientes faleceram com a prótese *in situ* (0.51%) [23].

A taxa de sobrevivência cumulativa a 3 anos para todos os pacientes e todos os componentes da prótese foi de 97.4%. Para pacientes com idades inferiores a 65 anos, a taxa de sobrevivência foi de 98.3%, e para pacientes com idades superiores a 65 anos, a taxa de sobrevivência foi de 94.8% [23].

2.3.5.5. Modelo ICON

Em 2003, foi introduzida a prótese *resurfacing* ICON, ilustrada na figura 8, que se baseia na filosofia e no *design* da prótese Birmingham. O componente acetabular é constituído por uma liga de Cr-Co de acordo com a norma ISO 5832-4. A prótese é não temperada e, por isso, possuem uma elevada proporção de carbonetos à superfície, que garantem dureza superficial e resistência ao desgaste máximas. O tratamento térmico dissolve os carbonetos que subseqüentemente cristalizam, durante o arrefecimento, diminuindo o conteúdo de carbonetos na liga, mas fechando os poros da moldagem. O componente acetabular possui quatro pequenas saliências que impedem a rotação e é revestida com uma camada de hidroxiapatite com 65 µm. O seu diâmetro varia entre 44 e 66 mm. Quanto ao componente femoral, a folga radial é otimizada de modo a permitir a penetração do líquido sinovial e criar um efeito lubrificante hidrostático. Ao mesmo tempo, a adesão e o atrito superficial são reduzidos para obter o tempo de vida máximo. O seu diâmetro varia entre 38 e 58 mm e a sua espessura é de 3.4 mm. O componente femoral é fixo com cimento, preferencialmente de baixa viscosidade [23].



Figura 8 - Modelo ICON [23]

Em 2010, resultados do relatório do Australian Hip Register, acerca da prótese *resurfacing* ICON, mostram que o número de próteses aplicadas foram 30, 25, 20 e 6 em 2006, 2007, 2008 e 2009, respetivamente. Duas próteses foram revistas, levando a uma taxa de revisão de 1.0% após o primeiro ano e 2.1% após o terceiro ano [23].

Em 2008, o relatório do RIPO Register, o registo regional da região de Emilia-Romagna, em Itália, realizou-se uma revisão em 21 próteses ICON implantadas, obtendo-se uma taxa de revisão de 4.8%. No entanto, não se sabe ao certo o período de seguimento [23].

3. Registos ortopédicos

Registos ortopédicos são registos de pacientes submetidos a artroplastias primárias ou de revisão. Estes registos fornecem informações sobre o número de artroplastias realizadas, as taxas de sucesso, os casos de insucesso, as patologias relacionadas com esses casos, entre outros.

Os registos ortopédicos variam de país para país, dependendo da população e do estilo de vida. Nem todos os países possuem registos ortopédicos, no entanto, existem certos países, tais como Suécia, Noruega, Inglaterra, País de Gales, Irlanda do Norte e Estados Unidos da América.

Na Suécia, existe o Swedish Hip Arthroplasty Register que consiste na fusão de dois registos: um registo para artroplastias totais da anca com artrose como indício principal, e um registo para hemiarthroplastias com fratura da anca como indício principal. Este registo encontra-se ativo há cerca de 35 anos. A principal tarefa deste registo consiste em analisar a importância dos diferentes tipos de próteses e técnicas relacionadas com a frequência de cirurgia de revisão, durante um curto e um longo espaço de tempo [26].

A taxa de sucesso a 10 anos dos implantes mais comuns e melhor documentados situa-se acima dos 95%, e o potencial para o melhoramento existe, principalmente, em certos grupos de pacientes. Existe, provavelmente, uma maior possibilidade para o melhoramento no resultado pela perspectiva do paciente através de indícios de otimização, processos de cuidado, informação pré e pós-operatória, reabilitação e implementação de manutenção não cirúrgica de pacientes com osteoartrite da anca [26].

Durante 2013, a produção anual de próteses da anca manteve-se inalterada, em relação aos valores de 2012. Foram realizadas, aproximadamente, 16330 artroplastias totais, que se traduz em 169/100000 de habitantes. A produção de hemiarthroplastias manteve-se, também, inalterada, com aproximadamente 4370 operações. O número de cirurgias de revisão foi de 2535 e 313, respetivamente. Em 2013, foram registadas um total de 23366 cirurgias pelo Swedish Hip Arthroplasty Register [26].

O gráfico seguinte ilustra a taxa de crescimento de artroplastias realizadas, na Suécia, desde 1967 (6 artroplastias) até 2013 (23366 artroplastias). Pode-se concluir que o número de artroplastias realizadas tem vindo a aumentar ao longo do tempo [26].

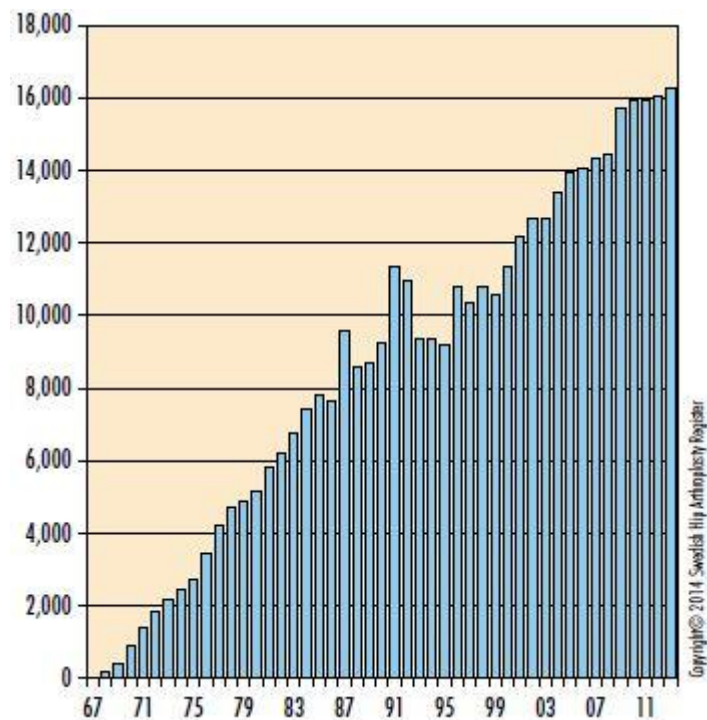


Figura 9 - Taxa de crescimento na Suécia [26]

A razão mais comum para a artroplastia da anca, na Suécia, é a osteoartrite primária, como se pode observar na tabela seguinte. Entre 1994 e 2006, a proporção dos pacientes que foram operados devido a osteoartrite primária aumentou de 84.1% para 87.5% entre os homens, e de 68.5% para 81.0% entre as mulheres. No entanto, existem outras razões que levam à artroplastia da anca. Na tabela mencionada anteriormente, apresentam-se as restantes razões, bem como as diferenças em relação ao sexo do paciente [26].

Tabela 3 – Patologias [26]

Diagnosis numbers %	Year of surgery				
	1994	2000	2006	2012	2013
<i>Primary osteoarthritis</i>					
Male	2,942 84.1	3,706 84.5	5,079 87.5	5,750 86.0	5,734 85.0
Female	3,778 67.6	5,081 73.2	6,694 81.0	7,564 81.4	7,529 79.8
<i>Inflammatory arthritis</i>					
Male	151 4.3	118 2.7	89 1.5	66 1.0	55 0.8
Female	422 7.5	283 4.1	219 2.6	129 1.4	117 1.2
<i>Fractures (acute or sequela)</i>					
Male	234 6.7	361 8.2	369 6.3	486 7.3	590 8.6
Female	804 14.3	1,112 16.0	893 10.8	1,055 11.4	1,179 11.4
<i>Childhood disease</i>					
Male	33 0.9	65 1.5	109 1.9	126 1.9	124 1.8
Female	80 1.4	159 2.3	190 2.3	199 2.1	216 2.3
<i>Femoral head necrosis</i>					
Male	65 1.9	100 2.3	130 2.2	215 3.2	207 3.0
Female	200 3.6	261 3.8	231 2.8	307 3.3	343 3.6
<i>Other diagnoses</i>					
Male	74 2.1	37 0.8	45 0.6	45 0.7	52 0.8
Female	233 4.2	46 0.7	40 0.5	36 0.4	53 0.7

Copyright © 2014, Swedish Hip Arthroplasty Register

Em 2013, na Suécia, foram implantadas 70 próteses *resurfacing*, cujo valor é bastante semelhante ao do ano anterior (72 próteses). Nestes dois anos, este tipo de próteses foi apenas utilizado em homens com idades inferiores a 66 anos, sendo que este grupo de pacientes o que possui o risco mais baixo de complicações relacionadas com a próteses, que estão associadas com próteses *resurfacing* [26]. Através da tabela seguinte pode-se observar um decréscimo na utilização de próteses *resurfacing* ao longo dos anos, na Suécia.

Tabela 4 - Utilização de próteses *resurfacing* [26]

Cup (Stem)	1979-2008	2009	2010	2011	2012	2013	Total	Proportion ¹⁾
BHR Acetabular Cup (BHR Femoral Head)	647	137	137	125	60	61	1,167	54.6%
ASR Cup (ASR Head)	286	82	28	0	0	0	396	20.6%
Durom (Durom)	329	28	5	0	0	0	362	16.2%
Adept (Adept Resurfacing Head)	15	0	34	25	1	0	75	3.9%
BHR Acetabular Cup (BMHR VS)	0	2	6	11	9	9	37	1.9%
Durom studiecup (Durom)	13	2	0	0	0	0	15	0.8%
BHR Dysplasia Cup (BHR Femoral Head)	10	1	1	3	1	0	16	0.7%
ReCap Cup (ReCap Head)	7	0	2	0	0	0	9	0.5%
BHR Acetabular Cup (BMHR)	5	0	0	0	0	0	5	0.3%
Zimmer MMC Cup (Durom)	0	0	0	3	1	0	4	0.2%
ReCap HA Cup (ReCap Head)	3	0	0	0	0	0	3	0.2%
ASR Cup (BHR Femoral Head)	1	0	0	0	0	0	1	0.1%
BHR Dysplasia Cup (BMHR VS)	0	0	1	0	0	0	1	0.1%
Unknown resurfacing cup (Unknown resurfacing head)	1	0	0	0	0	0	1	0.1%
Cornet 2000 resurf (Cornet 2000 HA resurf)	2	0	0	0	0	0	2	0%
Others (2)	11	0	0	0	0	0	11	
Total	1,330	252	214	167	72	70	2,105	

Copyright © 2014 Swedish Hip Arthroplasty Register

¹⁾ Refers to the proportion of the total number primary total hip replacements performed during the last 10 years.

O gráfico seguinte apresenta a gama de idades em que se utilizam os diferentes tipos de próteses, incluindo as próteses *resurfacing*.

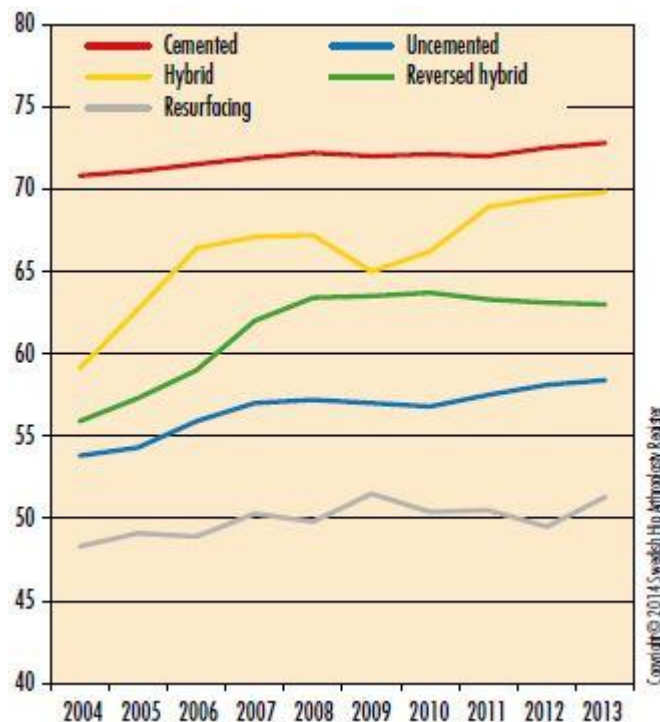


Figura 10 - Gama de idades de acordo com o tipo de prótese utilizado [26]

As tabelas, que são apresentadas seguidamente, exibem o número de revisões por tipo de fixação e o número de revisões totais, relativamente a uma determinada causa, respetivamente.

Tabela 5 - Número de revisões em relação ao tipo de fixação [26]

Type of fixation at primary THR	1979–2008	2009	2010	2011	2012	2013	Total	Proportion
Cemented	20,015	1,065	1,050	976	995	940	25,041	79.7%
Uncemented	2,212	153	145	160	173	179	3,022	9.6%
Hybrid	1,282	144	112	108	108	115	1,869	5.9%
Reversed hybrid	264	52	75	88	93	98	670	2.1%
Resurfacing implants	52	16	15	14	24	29	150	0.5%
(missing)	581	12	12	17	36	20	678	2.2%
Total	24,406	1,442	1,409	1,363	1,429	1,381	31,430	100%

Copyright © 2014 Swedish Hip Arthroplasty Register

Tabela 6 - Número de revisões relativamente à causa [26]

Reason for revision	1979–2008	2009	2010	2011	2012	2013	Total	Proportion
Aseptic loosening	17,972	919	876	794	808	755	22,124	70.4%
Dislocation	2,033	171	162	153	165	190	2,874	9.1%
Deep infection	1,826	143	152	191	198	201	2,711	8.6%
Fracture	1,547	133	148	141	153	142	2,264	7.2%
Technical error	519	36	37	47	44	27	710	2.3%
Implant fracture	355	25	17	23	19	17	456	1.5%
Others	66	7	11	9	28	42	163	0.5%
Pain only	88	8	6	5	14	7	128	0.4%
Total	24,406	1,442	1,409	1,363	1,429	1,381	31,430	100%

Copyright © 2014 Swedish Hip Arthroplasty Register

Na Suécia, a taxa de insucesso das próteses *resurfacing* pode ser constatada na figura seguinte, que relaciona a percentagem de próteses não revistas com o número de anos após a cirurgia.

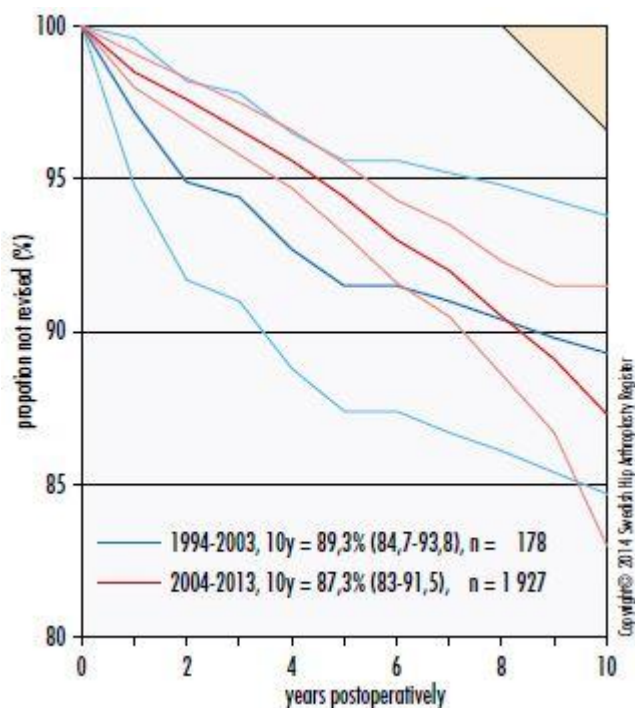


Figura 11 - Taxa de insucesso das próteses resurfacing [26]

Na Noruega, existe o Norwegian Arthroplasty Register que contém, principalmente, estatística descritiva e resultados de próteses de articulações, fraturas da anca e operações ao ligamento cruzado [27].

No registo de 2010, os dados da artroplastia da anca foram recolhidos entre 15 de Setembro de 1987 até 31 de Dezembro de 2009. Este registo inclui 145695 operações. 124877 dessas operações são primárias e as restantes são de revisão [27].

O gráfico seguinte ilustra a taxa de incidência de artroplastias da anca, na Noruega, de acordo com a faixa etária e com o sexo dos pacientes.

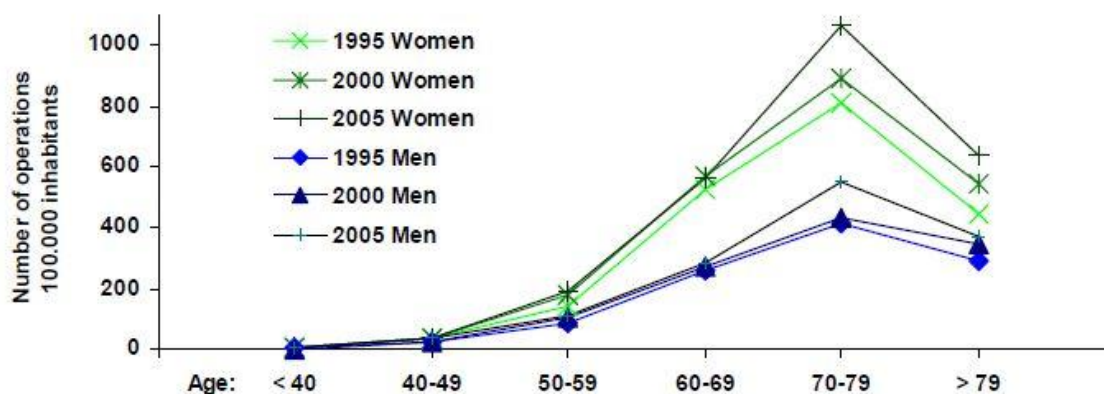


Figura 12 - Taxa de incidência [27]

Quanto à taxa de crescimento da artroplastia da anca, o gráfico seguinte apresenta dados sobre o número de cirurgias realizadas por ano, desde 1987 até 2009. Pode-se concluir que número de cirurgias realizadas têm vindo aumentar com o decorrer dos anos.

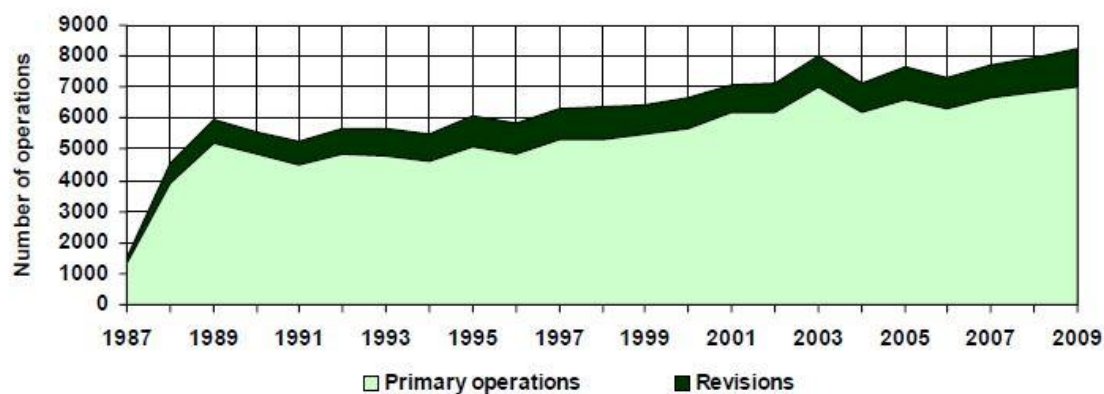


Figura 13 - Taxa de crescimento [27]

Através da tabela seguinte, pode-se evidenciar as principais patologias que levam à artroplastia da anca. Essas patologias são osteoartrite primária, artrite reumatoide, fratura do colo femoral, displasia congénita, luxação congénita, entre outros.

Year	Primary osteoarthritis	Rheumatoid arthritis	Fract. of femoral neck	Congenital dysplasia	Congenital dislocation	Epiphysiol./Perthes' disease	Bechterew	Acute fract. of the femoral neck	Avascular necrosis	Sequela acetabularfracture	Other	Missing information
2009	5451	131	389	547	26	124	23	148	174	11	168	34
2008	5354	143	443	498	25	99	21	144	145	19	162	7
2007	5167	146	475	457	21	80	21	157	174	19	119	16
2006	4818	147	485	445	17	85	24	129	172	18	142	13
2005	5097	166	549	437	29	87	22	98	143	10	128	14
2004	4681	140	530	414	17	85	20	94	117	13	157	3
2003	5304	171	584	511	26	69	25	86	35	9	230	11
2002	4621	168	534	433	29	82	37	56	68	12	159	16
2001	4551	175	566	438	31	82	26	53	100	12	149	39
2000	4173	168	548	380	21	81	26	60	74	11	115	62
1999	3890	175	585	424	33	74	31	35	55	16	134	54
1998	3760	165	654	362	27	71	25	29	52	9	128	66
1997	3705	194	672	348	31	72	20	41	47	7	112	70
1996	3327	181	624	337	35	58	26	25	41	18	113	38
1995	3587	172	632	380	44	65	21	12	41	20	118	13
1994	3211	186	571	347	50	61	23	16	17	17	92	15
1993	3309	169	634	384	54	73	26	22	28	18	80	22
1992	3305	210	589	422	55	73	25	8	19	17	99	57
1991	2987	162	646	338	87	58	19	8	13	22	94	56
1990	3258	161	658	397	81	63	20	14	19	18	91	69
1989	3471	192	728	460	103	65	19	13	7	10	95	41
1988	2659	164	514	321	67	47	16	10	9	11	58	49
1987	925	53	167	99	21	13	6	2	3	3	16	9
Totalt	90611	3739	12777	9179	930	1667	522	1260	1553	320	2759	774

Figura 14 – Patologias [27]

Quanto à Inglaterra, País de Gales e Irlanda do Norte, existe o National Joint Registry que tem vindo a recolher dados desde Abril de 2003, e, em 2013, reportou-se até 10 anos de atividade clínica e de análise de resultados. Em 2013, este registo continha 1.6 milhões de registos e continua a crescer com mais de 200000 casos submetidos por ano [28].

Através dos dados recolhidos do registo pode-se observar que a taxa de incidência de artroplastias da anca é de 1071 em 100000 habitantes. Em 2003, a artroplastia cimentada foi utilizada em 60.5% dos casos, porém esta percentagem tem vindo a diminuir de ano para ano até 31.9%, em 2009, tendo aumentado ligeiramente para 33.2%, em 2013. Ao longo do mesmo período de tempo, ocorreu um aumento correspondente na utilização de implantes não cimentados de 16.8% em 2003 até 42.5% em 2013. Durante o mesmo período, a utilização de implantes híbridos aumentou de 12.3% até 20.2% e a utilização de implantes *resurfacing* atingiu um pico de 10.8% em 2006, tendo diminuído até 1.1% em 2013 [28].

Em relação à taxa de insucesso, a fixação cimentada apresentou a taxa cumulativa a 10 anos mais baixa, sendo esta 3.20%. Quanto aos restantes tipos de

implantes, os não cimentados possuem uma taxa de insucesso de 7.68%, os híbridos possuem uma taxa de insucesso de 3.95%, os híbridos invertidos possuem uma taxa de insucesso de 4.77% e os *resurfacing* possuem uma taxa de insucesso de 13.01% [28].

Em 2013, das 620400 próteses de todos os tipos aplicadas, 36462 são próteses *resurfacing*, o que corresponde a 5.9% de todas próteses aplicadas [28]. Quanto à taxa de crescimento de todos os tipos de próteses, o gráfico seguinte ilustra a percentagem de cada tipo de prótese utilizada desde 2003 até 2013.

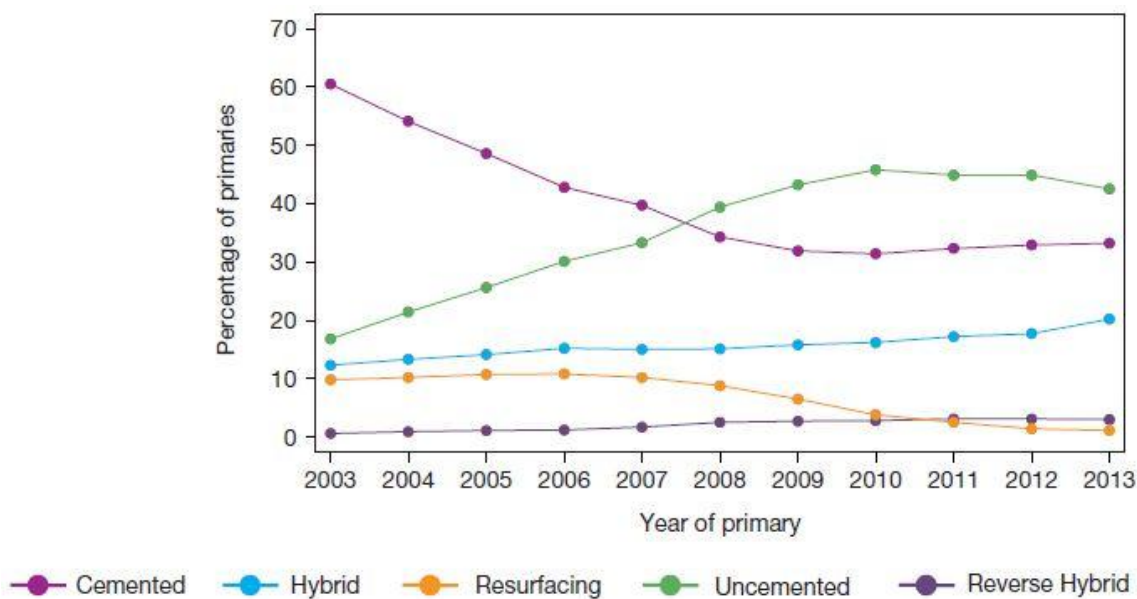


Figura 15 - Taxa de crescimento das próteses aplicadas [28]

Quanto à taxa de insucesso, o gráfico apresenta a taxa de insucesso das próteses *resurfacing*, de acordo com o período pós-operatório. Com o gráfico apresentado, é possível observar o aumento da taxa de insucesso ao longo do tempo.

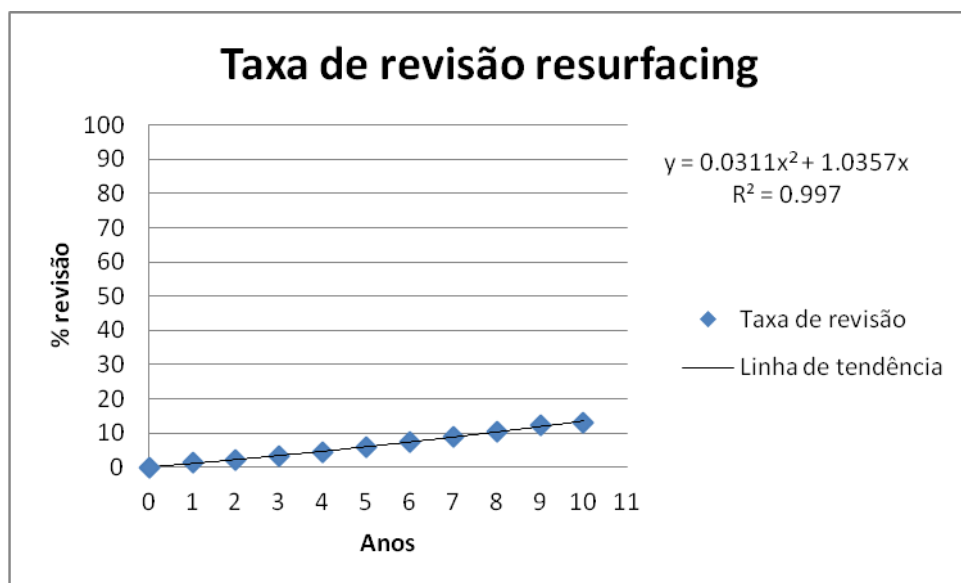


Figura 16 - Taxa de insucesso das próteses *resurfacing* [28]

A taxa de insucesso deste tipo de próteses varia, também, de acordo com as idades dos pacientes submetidos à artroplastia. A tabela seguinte relaciona as taxas de insucesso das próteses *resurfacing* com as idades dos pacientes em que se implantaram as próteses. As principais causas para o insucesso deste tipo de próteses são dor, reação adversa a detritos, luxação asséptica, fratura peri-prótese, osteólise, mau alinhamento e infecção [28].

Tabela 7 - Relação entre a taxa de insucesso e as idades dos pacientes [28]

Idade	Homens					Mulheres						
	n	Anos					n	Anos				
		1	3	5	7	10		1	3	5	7	10
<55	11865	0.91	2.31	4.46	6.56	9.09	5682	1.29	4.92	9.51	14.91	22
55-64	10706	1.23	2.46	4.01	5.97	8.3	4452	1.6	4.4	8.75	13.72	19.93
65-74	2724	1.96	3.15	4.71	7.12	9.91	782	1.93	3.92	7.38	12.09	17.23
75+	172	1.78	1.78	3.47	6.05	-	62	1.64	3.61	7.99	11.16	-

Nos Estados Unidos, existe o American Joint Replacement Registry (AJRR) e, em 2013, este registo contém os resultados da recolha de dados desde 2008 até 2013. Este registo representa um esforço coletivo realizado pela American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS), a American Association of Hip and Knee Surgeons (AAHKS), a Hip Society, a Knee Society, hospitais, seguradoras de saúde, entre outros [29].

Em 2013, nos Estados Unidos, foram implantadas 16665 próteses da anca, sendo que 56% dessas próteses foram colocadas em pacientes do sexo feminino e 44% em pacientes do sexo masculino [29].

De acordo com o registo americano, as principais patologias que levam à implantação de próteses da anca são artrite reumatoide, osteoartrose, artropatias não específicas, doenças do osso e da cartilagem, fratura do colo do fémur e doenças não específicas da articulação [29].

O gráfico seguinte relaciona a idade dos pacientes sujeitos a qualquer tipo de artroplastia da anca com o número de artroplastias realizadas em 2013. Através do gráfico pode-se observar que a idade média dos pacientes sujeitos a artroplastia da anca é cerca de 67.6 anos [29].

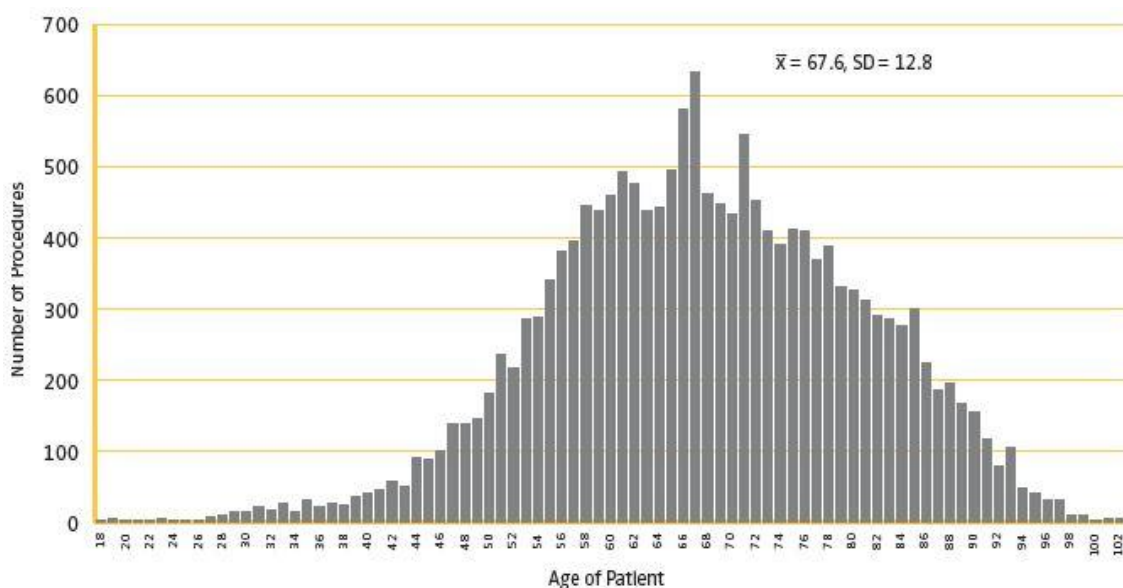


Figura 17 - Idades dos pacientes sujeitos a artroplastia da anca [29]

O gráfico seguinte apresenta as principais causas de revisão de artroplastias primárias, nos primeiros três meses após a cirurgia. Estas causas são infeção e reação inflamatória devido à prótese, fratura peri-prótese, luxação da articulação, outras complicações mecânicas e luxação mecânica [29].

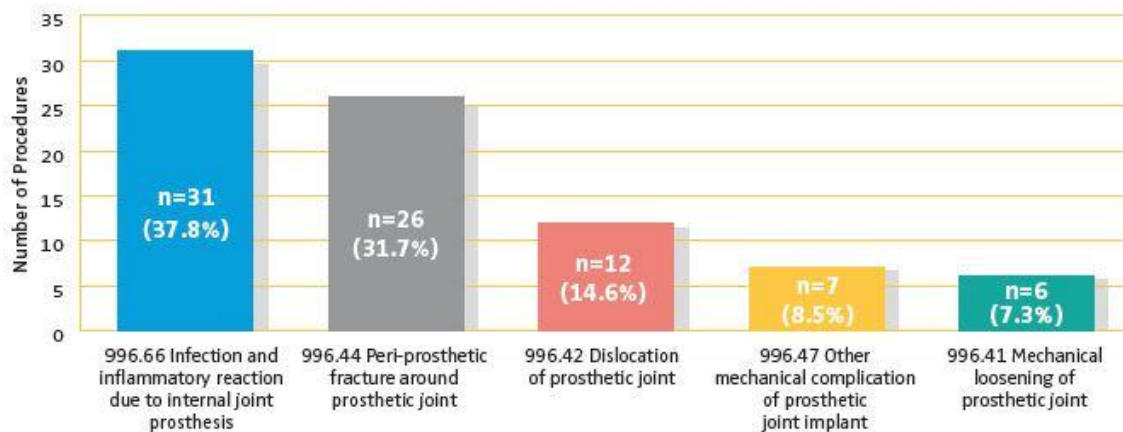


Figura 18 - Causas de revisão de artroplastias primárias [29]

Na Nova Zelândia, existe o New Zealand Joint Registry que, em 2013, festejou 15 anos de existência. Neste registo, são recolhidos dados de artroplastias da anca, do joelho, do tornozelo, do ombro e do cotovelo, tendo no total dos 15 anos de existência, mais 200000 artroplastias registadas [30].

Quanto à artroplastia da anca, existem 93487 artroplastias primárias, sendo 1429 *resurfacing* [30]. A tabela seguinte ilustra o crescimento das artroplastias da anca, na Nova Zelândia, desde 1 de Janeiro de 1999 até 31 de Dezembro de 2013.

Tabela 8 - Número de artroplastias da anca realizadas ao longo dos anos [30]

	Anos							
	15	14	13	12	11	10	9	1-8
Primárias	93487	85778	78287	71057	63681	56383	49374	42421
Revisão	13954	12731	11593	10463	9445	8405	7360	6383

Segundo o registo, as principais patologias que levam à realização de artroplastias da anca são osteoartrite, fratura do colo do fémur, necrose vascular, artrite reumatoide, tumores, entre outras [30].

Quanto à artroplastia *resurfacing* em específico, através da tabela seguinte, pode-se observar o número de artroplastias realizadas, bem como o sexo dos pacientes e a sua idade.

Tabela 9 - Número de artroplastias *resurfacing* realizadas em 2013 [30]

	Sexo Feminino	Sexo Masculino
Número	257	1172
Percentagem	17.98	82.02
Idade Média	50.08	51.89
Idade Máxima	65.88	75.69
Idade Mínima	25.72	17.74

Segundo o registo, foram registadas 1429 artroplastias *resurfacing* da anca, sendo que apenas 88 foram alvo de revisão. Quanto ao tempo de revisão após a artroplastia primária, o valor médio é de 1418 dias, o valor máximo situa-se nos 3165 dias e valor mínimo registado foi 10 dias [30].

Relativamente às principais causas que levaram a essas revisões são a ocorrência de dor, luxação do componente acetabular, infeção profunda, luxação do componente femoral e fratura do fémur [30].

Em Portugal, existe o Registo Português de Artroplastias que foi criado pela Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia (SPOT) e, cujos registos tiveram início no dia 1 de Junho de 2009. Neste registo, existem dados sobre artroplastias da anca, do joelho, do ombro, do punho e mão, pé e tornozelo, cotovelo e coluna [31].

Em 2011, foram contabilizados 4918 registos de artroplastias primárias da anca e 684 revisões [31]. Através da tabela seguinte, pode-se observar o aumento das artroplastias da anca realizadas do primeiro ano de existência do registo para o segundo ano, ou seja, a taxa de crescimento.

Tabela 10 - Número de artroplastias da anca realizadas [31]

Tipo de procedimento	1º Ano		2º Ano		Total	
		%		%		%
Cimentada	849	(18)	945	(19)	1794	(19)
Hemiestroplastia	654	(14)	721	(15)	1375	(14)
Híbrida	274	(6)	331	(7)	605	(6)
Componente cimentada						
Fémur	250	(91)	267	(81)	517	(85)
Não cimentada	2830	(61)	2893	(59)	5723	(60)
Resurfacing	27	(1)	16	(0)	43	(0)

Segundo o registo, as principais patologias que levam à realização das artroplastias são artrose primária, displasia, fratura do colo do fémur, necrose avascular, entre outras [31]. A tabela seguinte relaciona o tipo de artroplastia com o sexo e a idade dos pacientes.

Tabela 11 - Relação entre o tipo de artroplastia com o sexo e a idade dos pacientes [31]

	Cimentada		Hemiestroplastia		Híbrida		Não cimentada		Resurfacing	
	1º ano (n=849)	2º ano (n=945)	1º ano (n=654)	2º ano (n=721)	1º ano (n=273)	2º ano (n=331)	1º ano (n=2827)	2º ano (n=2892)	1º ano (n=27)	2º ano (n=16)
Sexo, (%)										
Feminino	(63)	(57)	(77)	(76)	(65)	(66)	(49)	(48)	(30)	(38)
Masculino	(37)	(43)	(23)	(24)	(35)	(34)	(51)	(52)	(70)	(63)
Idade, (%)										
11-20	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)
21-30	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(1)	(1)	(0)	(0)
31-40	(0)	(0)	(0)	(0)	(0)	(2)	(3)	(3)	(19)	(7)
41-50	(1)	(1)	(0)	(0)	(3)	(2)	(6)	(7)	(22)	(27)
51-60	(6)	(5)	(0)	(1)	(14)	(10)	(18)	(20)	(52)	(47)
61-70	(23)	(27)	(5)	(6)	(21)	(29)	(34)	(35)	(7)	(7)
71-80	(50)	(50)	(29)	(25)	(50)	(43)	(31)	(30)	(0)	(13)
81-90	(19)	(16)	(52)	(55)	(11)	(13)	(6)	(5)	(0)	(0)
>90	(2)	(1)	(13)	(12)	(0)	(2)	(1)	(0)	(0)	(0)

4. Modelo *in vitro* da artroplastia *resurfacing*

Na artroplastia da anca, um componente acetabular mal posicionado pode restringir a gama de movimentos, pode levar a desgaste prematuro, e é a causa mais comum de luxação. Em estudos clínicos e anatômicos, Lewinnek et al. correlacionou, em 1978, a taxa de complicação da artroplastia da anca com o alinhamento do componente acetabular, definindo a “zona segura” como sendo $40^\circ \pm 10^\circ$ de inclinação e $15^\circ \pm 10^\circ$ de anteversão. Desde então, vários estudos mostraram que até cirurgiões com bastante experiência não conseguem garantir, em grande escala, que o componente acetabular será implantado no interior desta “zona segura”, utilizando técnicas de operação convencionais [2].

Uma explicação para as imprecisões consideráveis da implantação do componente acetabular é o facto de o cirurgião não ter informação suficiente sobre a posição pélvica real do paciente, que pode variar particularmente durante os estágios individuais da operação. Durante a operação, informações em relação à inclinação pélvica dos pacientes podem ser imprecisas e limitadas, o que significa que a posição da pélvis não pode ser apurada precisamente quando são utilizadas técnicas de cirurgia convencionais [2].

Neste capítulo, serão analisados alguns dos modelos experimentais cujo objetivo é estudar o efeito da posição do componente acetabular da prótese da anca na transferência de carga, e apurar o melhor modelo a utilizar neste trabalho.

Kalteis *et al* utilizaram um modelo que consistiu numa pélvis sintética (pélvis completa 4060, Synbone AG, Malans, CH) que foi fixa num dispositivo de aperto com um mecanismo giratório ajustável e preciso, produzido especialmente para a experiência em questão, que pudesse ser utilizado para o ajuste da inclinação pélvica. De acordo com dados publicados sobre a inclinação pélvica entre pacientes na posição supina, foram selecionados ângulos de 10° de inclinação, 0° na posição neutra e -10° de reclinção. De modo a simular a situação intraoperativa com pontos de referência ósseos que podem apenas ser palpada até uma extensão limitada em condições *in vivo*, este modelo foi rodeado por espuma expansiva com 60 mm de largura e integrado num manequim com cabeça, tronco e membros posteriores. De forma a simular condições de operação, todo o corpo foi coberto com cortinas [2].

Neste modelo *in vitro*, o cirurgião tentou orientar o componente acetabular com uma inclinação de 45° e uma anteversão de 15° . Antes de cada alinhamento do componente acetabular, a inclinação pélvica foi definida aleatoriamente como 10° de

inclinação, posição neutra, ou -10° de reclinção sem o conhecimento do cirurgião, até que fossem documentados 10 alinhamentos do componente acetabular em cada inclinação pélvica [2].

Cristofolini et al. utilizaram próteses da anca com hastes cimentadas de CoCr com um acabamento a jato de areia, que são utilizadas há vários anos com resultado positivo quando implantadas corretamente. Foram utilizados, também, fêmures compósitos, visto que mantêm as mesmas propriedades de rigidez dos ossos humanos e são adequados para simulações a longo prazo. Pesquisas anteriores demonstram que a estabilidade da prótese e a sensibilidade ao modelo da haste são da mesma ordem de valores em fêmures humanos e sintéticos [32].

Foi estabelecido um sistema anatómico de referência, de modo a manter uma implantação consistente, e aumentar a repetibilidade durante os testes. O sistema baseou-se na medição da secção média em dois níveis bem definidos da diáfise, e utilizando a superfície condilar posterior para alinhamento rotacional. Os colos femorais foram cortados de forma consistente utilizando um aparelho ajustável, de modo a guiar a lâmina. A preparação do canal resultou da remoção da maioria da espuma de poliuretano, que simula o osso trabecular. Foi agitado, em vácuo, cimento pré-arrefecido a 4°C e injetado antes da inserção do componente femoral. Os componentes foram fornecidos com um centralizador distal. Foi simulado um historial de carga severo que replicou 24 anos de atividade de um paciente muito ativo. Sendo que o ato de caminhar foi demonstrado como pouco prejudicial, apenas subida de escadas e atividades motoras mais severas foram incluídas. O intervalo de forças axiais aplicadas, dependendo da atividade simulada, variou entre 2037 N e 4441 N. Os fêmures foram montados numa máquina biaxial (858-MiniBionix) com um sistema de restrições (duas articulações perpendiculares e dois rolamentos horizontais) que evitaram componentes de carga adicionais. O componente femoral foi colocado no interior de uma caixa metálica que permitiu posicionar a articulação antero-posterior numa posição consistente em relação ao eixo femoral. A máquina aplicou cargas cíclicas, consistindo de uma força axial, um momento de torção e um momento de flexão. Apenas a força resultante na articulação foi simulada, de modo a permitir uma configuração do teste reproduzível e robusta. Os fêmures foram equipados com cinco transdutores de deslocamento. Três dos transdutores mediram o micromovimento no plano medial e foram colocados próximo do colo femoral, no ponto médio da haste prótica e próximo do final da haste. Um dos transdutores mediu o micromovimento axial no plano anterior, próximo do final da haste

prostética. Um extensômetro foi montado no grande trocânter, de modo a medir o movimento axial da haste em relação ao osso [32].

Prendergast et al. preparou dez fêmures compósitos, onde foram colocados cinco próteses Müller e cinco próteses Lubinus. Foram escolhidos estes dois modelos por terem diferentes desempenhos clínicos. O modelo Lubinus SPII possui uma curvatura anatômica no plano coronal em que, a curvatura superior representa a anteversão da região superior do fêmur e a curvatura inferior representa o arco do fêmur metafisário/diafisário. Por outro lado, o modelo Müller possui uma curvatura no plano sagital, e possui, também, uma secção transversal de forma hexagonal com arestas bem definidas. De modo a retirar medições do deslocamento das próteses, utilizou-se um dispositivo alvo constituído por três esferas numa estrutura cruciforme. Este dispositivo foi colocado na prótese por *press-fit* e protrudido através de um furo no córtex femoral. Nas esferas do dispositivo, foram colocados em contacto seis transdutores de deslocamento linear. De seguida, os fêmures foram seguros numa máquina de teste de materiais, para que o eixo femoral fosse fixo num ângulo de 10° de adução e 9° de flexão. Nesta máquina, foram aplicadas cargas compressivas entre 0.23 e 2.3 kN com uma frequência de 5 Hz para dois milhões de ciclos de carga [33].

4.1. Preparação dos modelos do íliaco e do fémur

Neste trabalho, utilizou-se modelos de fémur e íliaco esquerdo sintéticos (fig. 19) constituídos por fibra de vidro reforçada com resina epóxi, simulando o osso cortical, e por espuma de poliuretano, simulando o osso trabecular, tendo estes modelos sido adquiridos através de Sawbones Pacific Research Labs. No modelo do fémur, realizou-se um corte específico, com o auxílio de uma broca craniano com um diâmetro interno de 48 mm, de modo a obter um perfil no qual se pudesse introduzir o componente femoral da prótese. No modelo do íliaco, o componente acetabular, com um diâmetro de 58 mm da cúpula metálica, não foi colocado numa posição fixa, visto que, tendo em conta o objetivo deste trabalho, o componente deve ser colocado em diferentes posições. A prótese escolhida para a execução deste trabalho foi o modelo *resurfacing* Birmingham®.

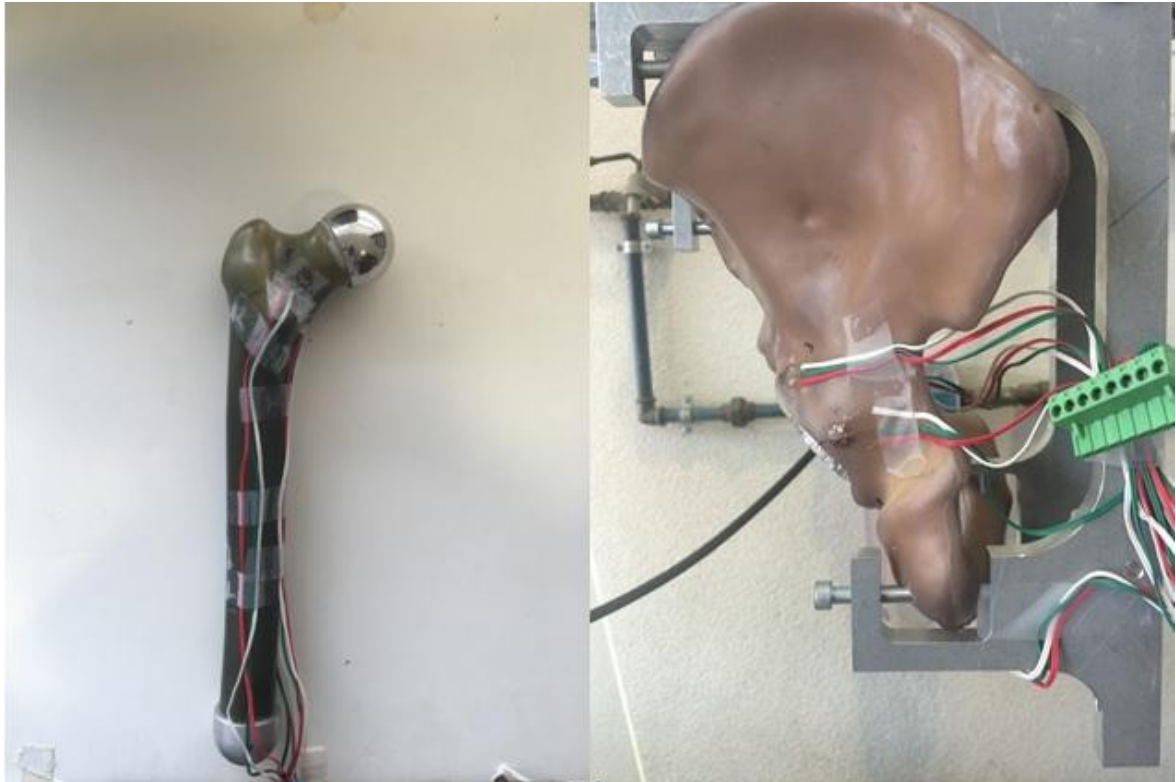


Figura 19 - Modelos do fêmur (à esquerda) e do íliaco (à direita)

4.2. Colocação das rosetas

Com o objetivo de realizar medições da deformação dos modelos, foram utilizadas rosetas tri-axiais, de modo a avaliar o comportamento mecânico dos modelos com a alteração da posição do componente acetabular. No modelo do íliaco, foram colocadas quatro rosetas tri-axiais numeradas, próximas da cavidade acetabular, em que a roseta 1 foi colocada na zona da tuberosidade isquiática, a roseta 2 na margem do acetábulo na púbis, a roseta 3 na zona do corpo do ílio e a roseta 4 na zona do corpo isquiático, como mostra a figura 20.

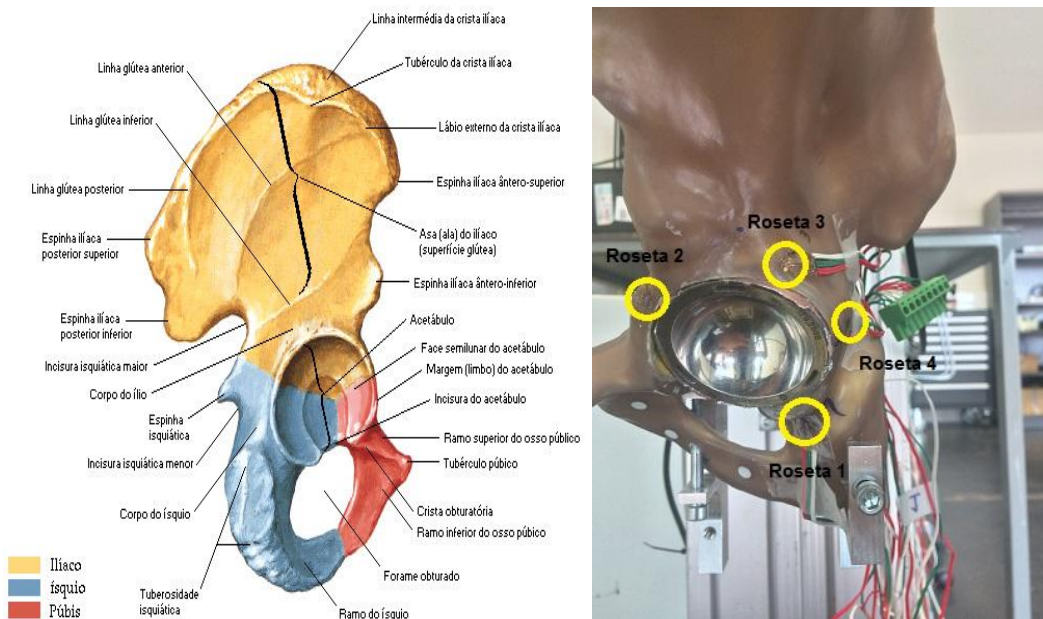


Figura 20 - Regiões do ilíaco (à esquerda) e localização das rosetas (à direita) [34]

No modelo do fémur, foram colocadas três rosetas tri-axiais numeradas, próximas da cabeça femoral, em que a roseta 5 foi colocada no plano posterior, a roseta 6 no plano medial e a roseta 7 no plano anterior, como mostra a figura 21.



Figura 21 - Localização das rosetas no fémur

As rosetas utilizadas foram obtidas através da empresa Kywoa Electronic Instruments Co Ltd. e têm como referência KFG-3-120-D17-11 L3M2S (para um diâmetro de 3 mm) e KFG-1-120-D17-11 L3M2S (para um diâmetro de 1 mm). De seguida, as rosetas foram conectadas ao software de aquisição National Instruments PXI 1050, bem como ao programa LabView Signal Express.

Com o auxílio do programa mencionado anteriormente, foram recolhidos valores de deformação das rosetas e, através das equações de seguida apresentadas, foi possível converter os valores recolhidos para valores de deformação principal máxima (ϵ_1) e deformação principal mínima (ϵ_3).

$$\varepsilon_1 = 0.5(\varepsilon_a + \varepsilon_c + \sqrt{2((\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (\varepsilon_b - \varepsilon_c)^2)}$$

$$\varepsilon_3 = 0.5(\varepsilon_a + \varepsilon_c - \sqrt{2((\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (\varepsilon_b - \varepsilon_c)^2)}$$

Em que:

- ε_a – Deformação recolhida do extensómetro, para $\theta = 0^\circ$;
- ε_b – Deformação recolhida do extensómetro, para $\theta = 45^\circ$;
- ε_c – Deformação recolhida do extensómetro, para $\theta = 90^\circ$.

4.3. Configuração do equipamento utilizado

O modelo experimental foi colocado numa posição anatómica, na medida em que o fémur foi colocado num ângulo de 7° no plano sagital e de 9° no plano frontal, numa máquina de carga (fig. 22) através de um sistema de fixação que segura ambas as asas ilíacas e a tuberosidade isquiática (fig. 20). Por outro lado, o fémur foi sustentado por uma calote esférica, permitindo a rotação do fémur quando a carga fosse aplicada. O sistema de fixação permitiu, também, a distribuição da carga em 4 pontos diferentes do ilíaco. A carga aplicada no modelo experimental foi de 1700 N.

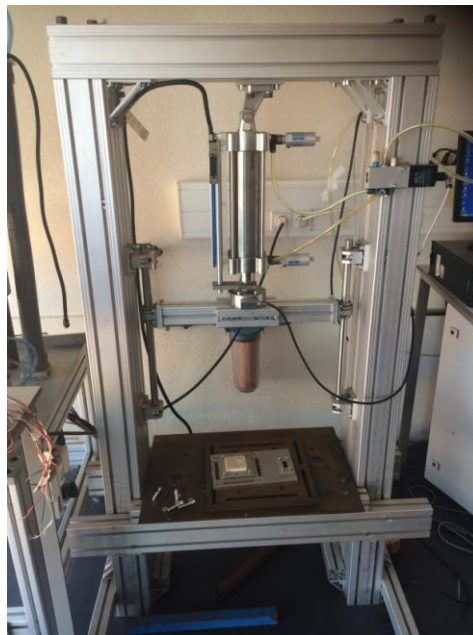


Figura 22 - Máquina de carga utilizada

5. Resultados Experimentais

Após a realização do procedimento experimental, passou-se à análise dos resultados obtidos. Os ensaios realizados têm como objetivo analisar a influência da posição do componente acetabular na transferência de carga na articulação da anca. A articulação foi estudada com o componente acetabular nas seguintes posições, como mostra a tabela seguinte.

Tabela 12 - Diferentes posições do componente acetabular

		Inclinação	
		40°	45°
Anteversão	15°	Ensaio A	Ensaio C
	20°	Ensaio B	Ensaio D

Realizaram-se 5 ensaios para cada posição do componente acetabular, cujos resultados foram obtidos através de 7 rosetas tri-axiais, em que 4 foram aplicadas no íliaco na região circundante do acetábulo e as restantes aplicadas em regiões diferentes do colo do fêmur. A partir dos resultados obtidos, foram calculadas as deformações principais máxima e mínima e, de seguida, analisar-se-á as deformações obtidas para cada roseta, tendo em conta a posição do componente acetabular.

Inicialmente, começou-se por analisar a influência da variação da anteversão do componente acetabular, fixando o valor da inclinação. Os gráficos apresentados seguidamente ilustram os valores obtidos para uma inclinação de 40° no íliaco (Fig. 23) e no fêmur (Fig. 24).

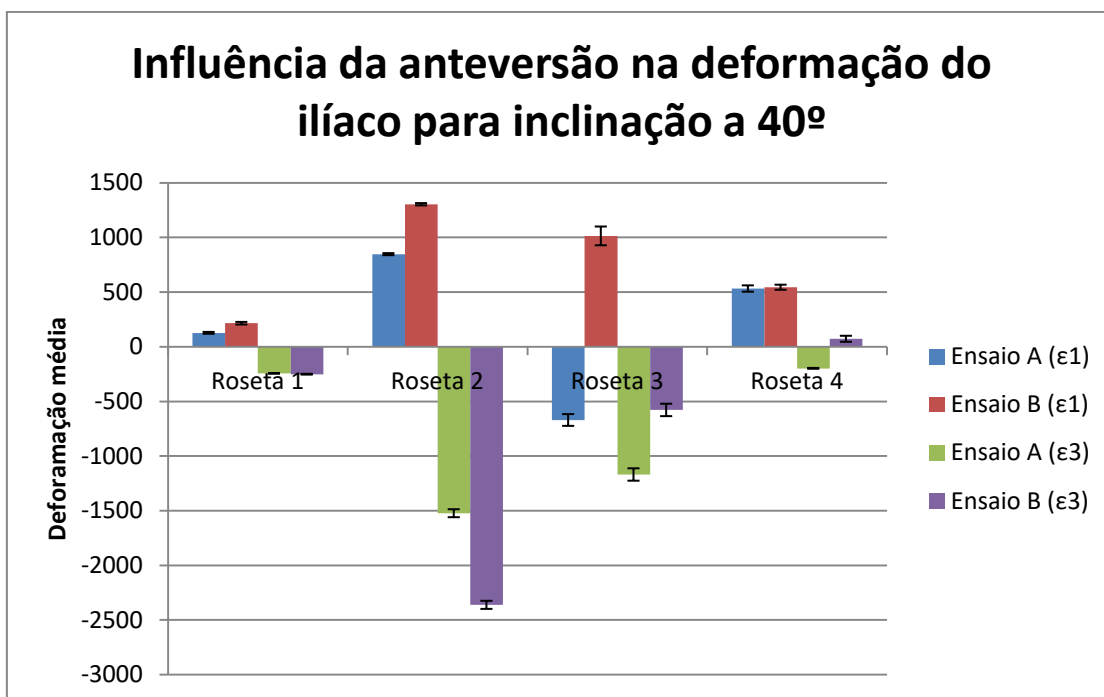


Figura 23 - Influência da anteversão na deformação do ilíaco para inclinação a 40º

No gráfico apresentado anteriormente, pode-se observar que, há um ligeiro aumento da deformação principal máxima com o aumento do ângulo de anteversão, sendo que o aumento mais significativo ocorre na margem do acetábulo na púbis. Com base no gráfico anterior, a maioria dos valores de deformação principal máxima são positivos, o que significa que a maioria das regiões encontra-se em tração, na direção principal máxima. Contudo, é possível observar, também, que na zona do corpo do ílio, a deformação máxima passa de um valor negativo para uma anteversão de 15º, ou seja, encontra-se em compressão, para um valor positivo para uma anteversão de 20º. Do gráfico anterior, retira-se, também, que a deformação máxima de valor mais elevado encontra-se na margem do acetábulo na púbis, com o componente acetabular antevertido a 20º, enquanto que a deformação máxima de valor mais reduzido encontra-se na zona da tuberosidade isquiática, com o componente acetabular antevertido a 15º.

Relativamente aos valores de deformação principal mínima, a variação com o ângulo de anteversão não é tão uniforme e, observa-se que a maioria dos valores de deformação principal mínima são negativos, o que significa que essas regiões encontram-se em compressão, na direção principal mínima. Na zona da tuberosidade isquiática, os valores de deformação máxima são aproximadamente iguais com a variação da anteversão. Na margem do acetábulo na púbis, existe um aumento significativo do valor da deformação principal mínima com o aumento do ângulo de anteversão, sendo nesta região onde se registam os valores mais elevados de

deformação, para um ângulo de anteversão de 20°. Na zona do corpo do ílio, a situação é invertida, visto que, existe um aumento do valor da deformação principal mínima com a diminuição do ângulo de anteversão. Na zona do corpo isquiático, com o aumento do ângulo de anteversão, a deformação principal mínima passa de um valor negativo (compressão) para um valor positivo (tração) e, é nesta região que se registam os valores mais baixos de deformação, para um ângulo de anteversão de 20°.

Tabela 13 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 40° de inclinação, no íliaco

	Inclinação = 40°					
	Íliaco					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação
Zona da tuberosidade isquiática	126.5858306	214.8870412	41%	-244.2138953	-251.6568477	3%
Margem do acetábulo na púbis	846.702817	1303.236106	35%	-1523.888924	-2362.325532	35%
Zona do corpo do ílio	-670.6035986	1013.799827	166%	-1169.414815	-578.6991454	-102%
Zona do corpo isquiático	532.3080509	544.0664965	2%	-198.2269157	60.96138757	425%

A tabela 13 apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de anteversão, para um ângulo de inclinação de 40°, no íliaco.

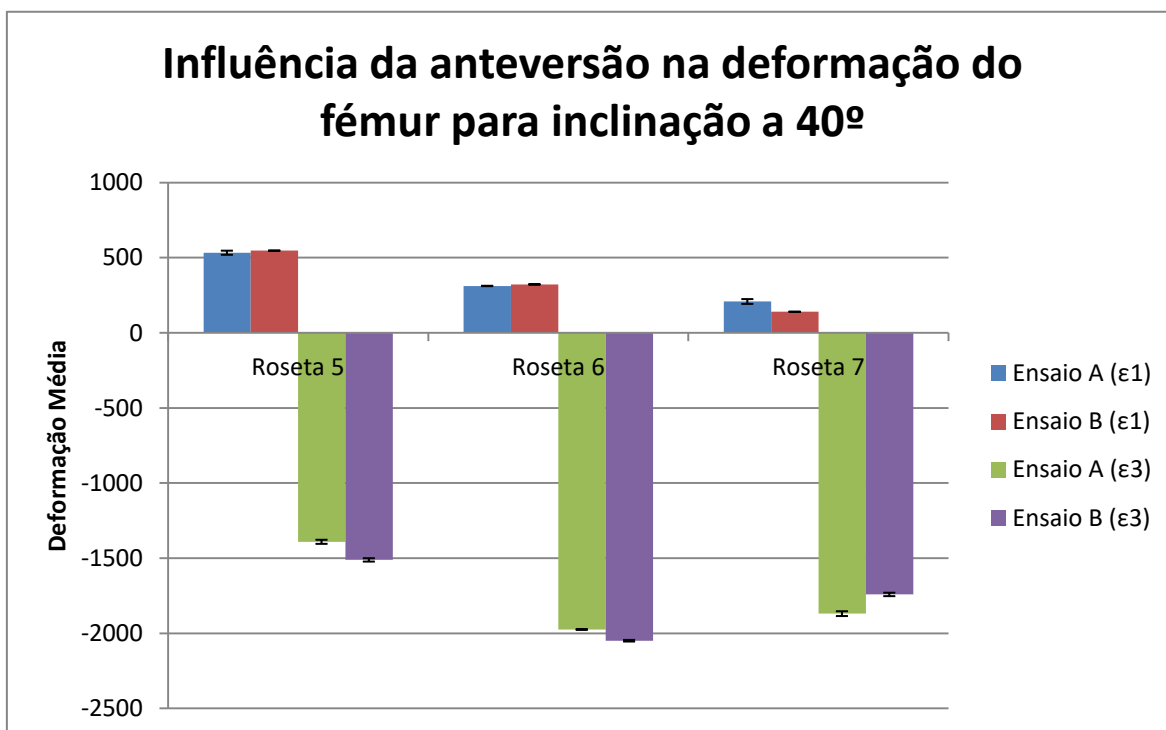


Figura 24 - Influência da anteversão na deformação do fêmur para inclinação a 40°

No gráfico da figura 24, relativamente às deformações principais máximas, quer para o plano posterior, quer para o plano medial, existe um ligeiro aumento, muito pouco significativo, da deformação principal máxima com o aumento do ângulo de anteversão, sendo que o valor mais elevado é registado no plano posterior, com um ângulo de anteversão de 20°. Quanto ao plano anterior, observa-se um aumento da deformação principal máxima com a diminuição do ângulo de anteversão, sendo nesta região onde se regista o valor mais baixo de deformação, para o ângulo de anteversão de 20°.

Quanto às deformações principais mínimas, observa-se uma variação semelhante à variação das deformações principais máximas. No plano posterior e no plano medial, regista-se um ligeiro aumento da deformação principal mínima com o aumento do ângulo de anteversão, sendo que o valor mais elevado é registado no plano medial, com um ângulo de anteversão de 20° e, o valor mais baixo é registado no plano posterior, com um ângulo de anteversão de 15°. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se um aumento da deformação principal mínima com a diminuição do ângulo de anteversão.

A tabela seguinte apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de anteversão, para um ângulo de inclinação de 40°, no fémur (Tab. 14).

Tabela 14 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 40° de inclinação, no fémur

	Inclinação = 40°					
	Fémur					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação
Plano posterior	533.4581363	547.1052617	2%	-1390.88713	-1511.214925	8%
Plano medial	312.1574786	322.489449	3%	-1974.389133	-2049.274738	4%
Plano anterior	208.790534	140.3783407	-49%	-1869.109473	-1741.248748	-7%

Os gráficos apresentados seguidamente ilustram os valores obtidos para uma inclinação de 45° no ilíaco (Fig. 25) e no fémur (Fig. 26).

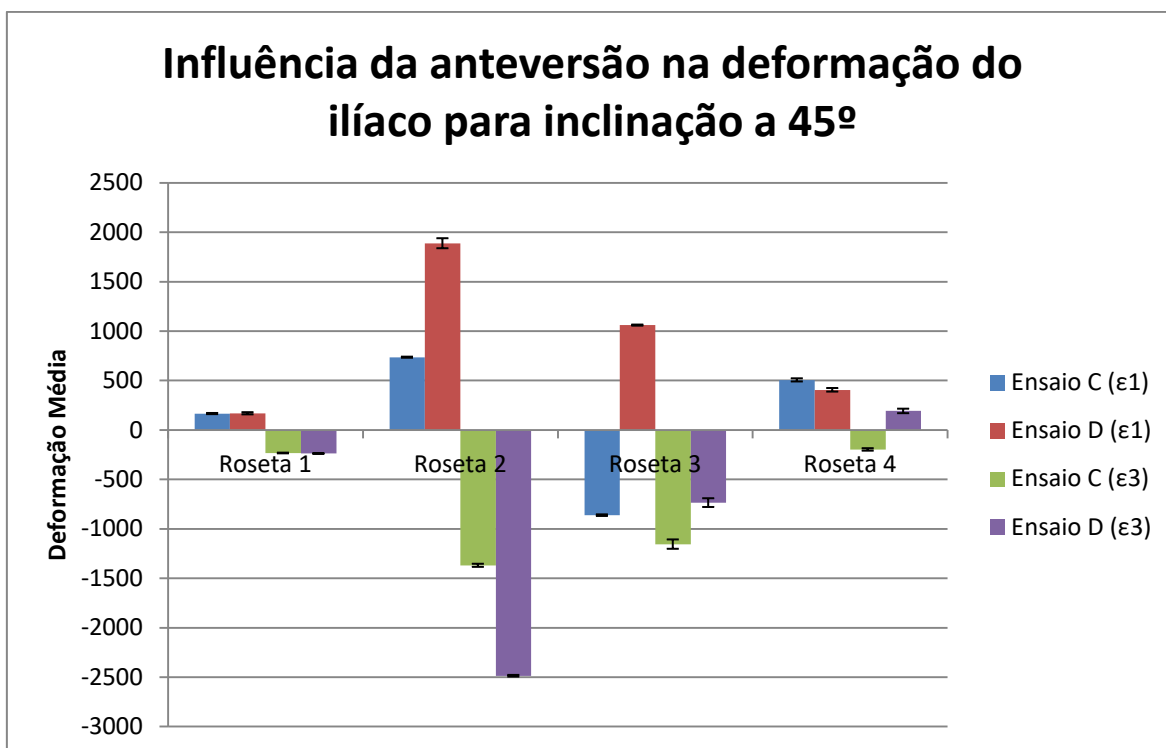


Figura 25 - Influência da anteversão na deformação do íliaco para inclinação a 45°

No gráfico apresentado anteriormente, é possível retirar que, para as deformações principais máximas, na zona da tuberosidade isquiática, com o aumento do ângulo de anteversão, o valor de deformação aumenta de uma forma muito ligeira, quase impercetível e, é nesta região que se regista o valor mais baixo de deformação principal máxima, para um ângulo de anteversão de 15°. Na margem do acetábulo na púbis, o aumento da deformação é bastante mais pronunciado com o aumento do ângulo de anteversão e, é nesta região que se regista o valor mais elevado de deformação principal máxima, para um ângulo de anteversão de 20°. Na zona do corpo do ílio, com o aumento do ângulo de anteversão, a deformação principal máxima transita de um valor negativo (compressão) para um valor positivo (tração), com um aumento do valor de deformação. Na zona do corpo isquiático, observa-se uma ligeira diminuição da deformação principal máxima com o aumento do ângulo de anteversão.

Para as deformações principais mínimas, na zona da tuberosidade isquiática, com o aumento do ângulo de anteversão, o valor de deformação aumenta de uma forma muito ligeira, quase impercetível. Na margem do acetábulo na púbis, o aumento da deformação é bastante mais pronunciado com o aumento do ângulo de anteversão e, é nesta região que se regista o valor mais elevado de deformação principal máxima, para um ângulo de anteversão de 20°. Na zona do corpo do ílio, a deformação diminui

bastante com o aumento do ângulo de anteversão. Na zona do corpo isquiático, a deformação principal mínima transita de um valor negativo (compressão) para um valor positivo (tração), com um aumento do valor de deformação e, é nesta região que se regista o valor mais baixo de deformação principal máxima, para um ângulo de anteversão de 15°.

A tabela seguinte apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de anteversão, para um ângulo de inclinação de 45°, no íliaco (Tab. 15).

Tabela 15 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 45° de inclinação, no íliaco

	Inclinação = 45°					
	Íliaco					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação
Zona da tuberosidade isquiática	165.6533135	168.5216948	2%	-233.0813065	-238.0229108	2%
Margem do acetábulo na púbis	735.6814175	1888.635432	61%	-1369.101619	-2486.08009	45%
Zona do corpo do ílio	-861.8673852	1060.321683	181%	-1154.626715	-302.4865306	-282%
Zona do corpo isquiático	506.2461756	405.9668933	-25%	-196.9207576	192.4459516	202%

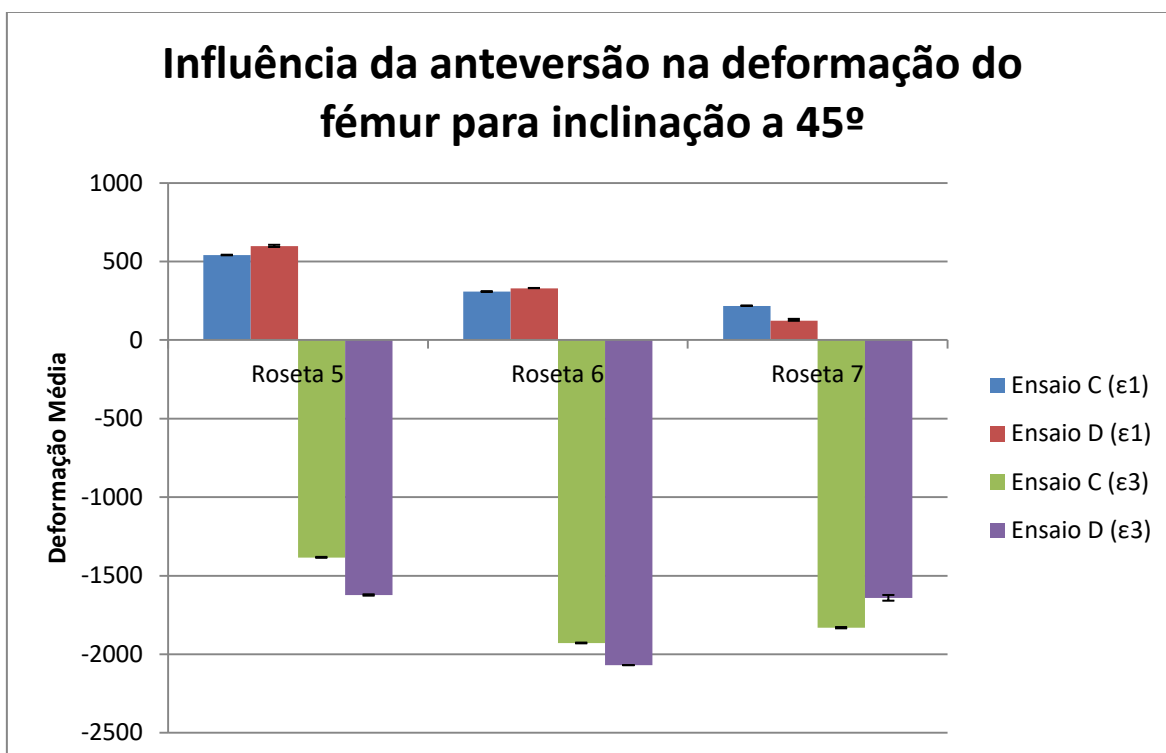


Figura 26 - Influência da anteversão na deformação do fêmur para inclinação a 45°

No gráfico da figura 26, relativamente às deformações principais máximas, quer para o plano posterior, quer para o plano medial, é possível observar um ligeiro aumento da deformação principal máxima com o aumento do ângulo de anteversão, sendo que o valor mais elevado é registado no plano posterior, com um ângulo de anteversão de 20°. Quanto ao plano anterior, observa-se uma diminuição da deformação principal máxima com o aumento do ângulo de anteversão, sendo nesta região onde se regista o valor mais baixo de deformação, para o ângulo de anteversão de 20°.

Quanto às deformações principais mínimas, observa-se uma variação semelhante à variação das deformações principais máximas. No plano posterior e no plano medial, regista-se um ligeiro aumento da deformação principal máxima com o aumento do ângulo de anteversão, sendo que o valor mais elevado é registado no plano medial, com um ângulo de anteversão de 20° e, o valor mais baixo é registado no plano posterior, com um ângulo de anteversão de 15°. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se um aumento da deformação principal máxima com a diminuição do ângulo de anteversão.

A tabela seguinte apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de anteversão, para um ângulo de inclinação de 45°, no fémur (Tab. 16).

Tabela 16 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 45° de inclinação, no fémur

	Inclinação = 45°					
	Fémur					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	Variação
Plano posterior	540.5376178	598.6285842	10%	-1384.161755	-1623.64027	15%
Plano medial	307.8603788	329.3737221	7%	-1929.116757	-2070.166777	7%
Plano anterior	217.6653199	123.200994	-77%	-1831.81617	-1641.908586	-12%

De seguida, analisou-se a influência da variação do ângulo de inclinação do componente acetabular, fixando o valor da anteversão. Os gráficos apresentados seguidamente ilustram os valores obtidos para uma anteversão de 15° no íliaco (Fig. 27) e no fémur (Fig. 28).

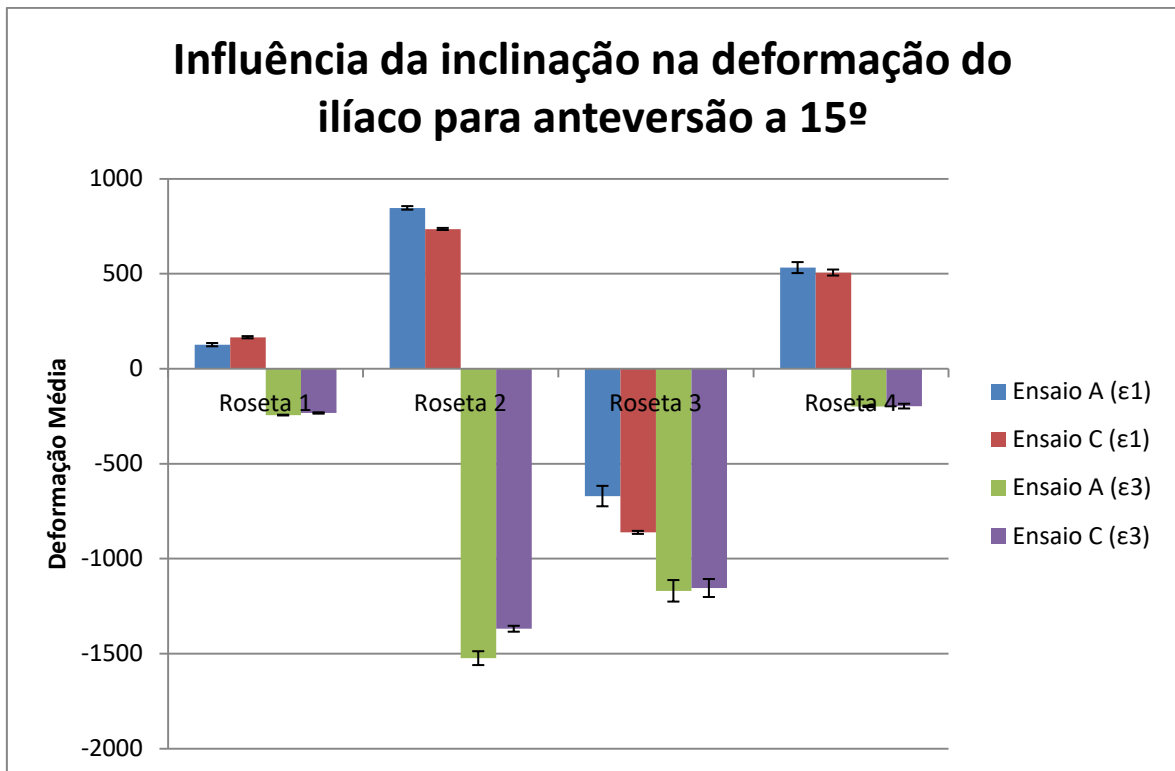


Figura 27 - Influência da anteversão na deformação do íliaco para anteversão a 15°

No gráfico apresentado anteriormente, é possível observar que, para as deformações principais máximas, existe um aumento da deformação com o aumento do ângulo de inclinação, na zona da tuberosidade isquiática e na zona do corpo do ílio, sendo que é na zona da tuberosidade isquiática que se regista o valor mais baixo de deformação principal máxima, para um ângulo de inclinação de 40°. No entanto, ao contrário de todas as outras regiões estudadas, as deformações principais máximas na zona do corpo do ílio possuem um sinal negativo (compressão) e, é nesta região que se regista o valor de deformação mais elevado, para um ângulo de inclinação de 45°. Quanto à margem do acetábulo na púbis e à zona do corpo isquiático, observa-se uma diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação.

Relativamente às deformações principais mínimas, em todas as regiões estudadas, observa-se uma ligeira diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação. O valor de deformação principal mínima mais elevado é registado na margem do acetábulo na púbis, com um ângulo de inclinação de 40° e, por outro lado, o valor mais baixo é registado na zona do corpo isquiático, com um ângulo de inclinação de 45°.

Tabela 17 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 15° de anteversão, no íliaco

	Anteversão = 15°					
	Íliaco					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação
Zona da tuberosidade isquiática	126.5858306	165.6533135	24%	-244.2138953	-233.0813065	-5%
Margem do acetábulo na púbis	846.702817	735.6814175	-15%	-1523.888924	-1369.101619	-11%
Zona do corpo do ílio	-670.6035986	-861.8673852	22%	-1169.414815	-1154.626715	-1%
Zona do corpo isquiático	532.3080509	506.2461756	-5%	-198.2269157	-196.9207576	-1%

A tabela 17 apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de inclinação, para um ângulo de anteversão de 15°, no íliaco.

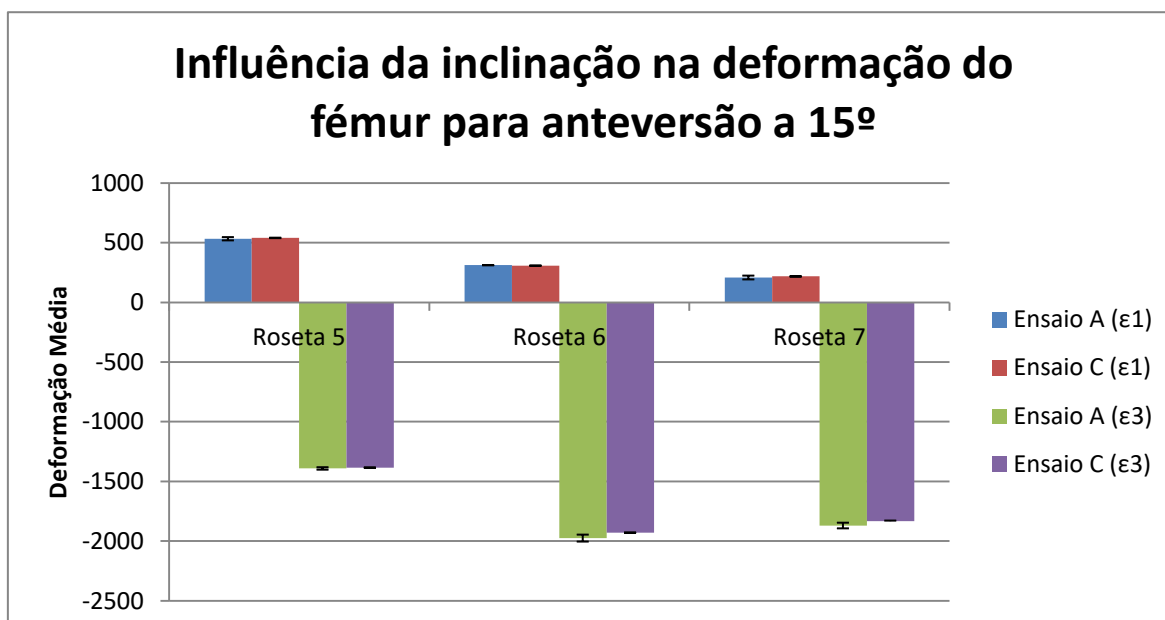


Figura 28 - Influência da anteversão na deformação do fêmur para anteversão a 15°

No gráfico da figura 28, para as deformações principais máximas, é possível observar que existe uma variação muito pouco perceptível em todas as regiões estudadas. No entanto, visualiza-se um ligeiro aumento da deformação nos planos posterior e anterior com o aumento do ângulo de inclinação, sendo que é nestas regiões que se registam os valores de deformação mais elevado e mais baixo, respetivamente. O valor mais elevado é registado para um ângulo de 45° e o mais baixo para um ângulo de 40°. Pelo contrário, no plano medial, observa-se uma ligeira diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação.

Relativamente às deformações principais mínimas, em todas as regiões estudadas, observa-se uma ligeira diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação. O valor de deformação principal mínima mais elevado é registado no plano medial, com um ângulo de inclinação de 40° e, por outro lado, o valor mais baixo é registado no plano posterior, com um ângulo de inclinação de 45°.

A tabela seguinte apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de inclinação, para um ângulo de anteversão de 15°, no fémur (Tab. 18).

Tabela 18 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 15° de anteversão, no fémur

	Anteversão = 15°					
	Fémur					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação
Plano posterior	533.4581363	540.5376178	1%	-1390.88713	-1384.161755	0%
Plano medial	312.1574786	307.8603788	-1%	-1974.389133	-1929.116757	-2%
Plano anterior	208.790534	217.6653199	4%	-1869.109473	-1831.81617	-2%

Os gráficos apresentados seguidamente ilustram os valores obtidos para uma anteversão de 20° no íliaco (Fig. 29) e no fémur (Fig. 30).

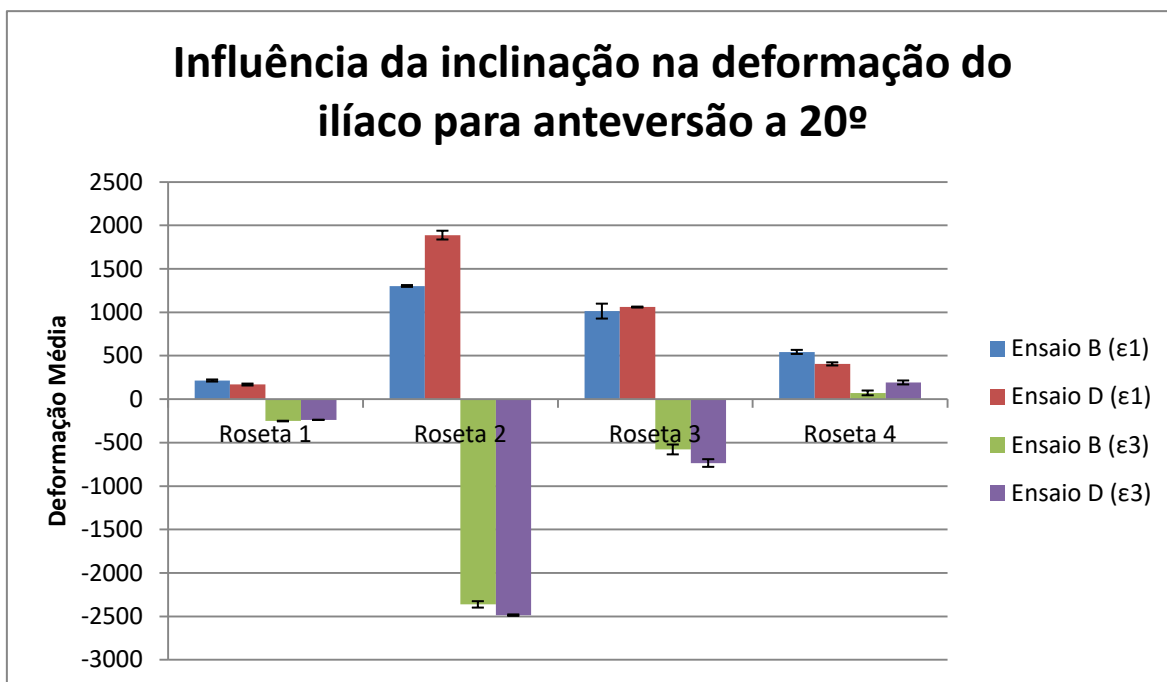


Figura 29 - Influência da anteversão na deformação do íliaco para anteversão a 20°

No gráfico apresentado anteriormente, é possível observar que, para as deformações principais máximas, existe um aumento da deformação com o aumento do ângulo de inclinação, na margem do acetábulo na púbis e na zona do corpo do ílio, sendo que é na margem do acetábulo na púbis que se regista o valor mais elevado de deformação principal máxima, para um ângulo de inclinação de 45°. Quanto às regiões restantes estudadas (zona da tuberosidade isquiática e zona do corpo isquiático), observa-se uma diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação, sendo que é na zona da tuberosidade isquiática onde se regista o valor mais baixo de deformação, para um ângulo de 45°.

Em relação às deformações principais mínimas, é possível observar que, na zona da tuberosidade isquiática e na zona do corpo do ílio, existe uma diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação. Quanto às regiões restantes estudadas (margem do acetábulo na púbis e zona do corpo isquiático), observa-se um aumento da deformação com o aumento do ângulo de inclinação, sendo que é na margem do acetábulo na púbis onde se regista o valor mais elevado de deformação, para um ângulo de 45°. No entanto, ao contrário de todas as outras regiões estudadas, as deformações principais mínimas na zona do corpo isquiático possuem um sinal positivo

(tração) e, é nesta região que se regista o valor de deformação mais baixo, para um ângulo de inclinação de 40°.

Tabela 19 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 20° de anteversão, no íliaco

	Anteversão = 20°					
	Íliaco					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação
Zona da tuberosidade isquiática	214.8870412	168.5216948	-28%	-251.6568477	-238.0229108	-6%
Margem do acetábulo na púbis	1303.236106	1888.635432	31%	-2362.325532	-2486.08009	5%
Zona do corpo do ílio	1013.799827	1060.321683	4%	-578.6991454	-302.4865306	-91%
Zona do corpo isquiático	544.0664965	405.9668933	-34%	60.96138757	192.4459516	68%

A tabela 19 apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de inclinação, para um ângulo de anteversão de 20°, no íliaco.

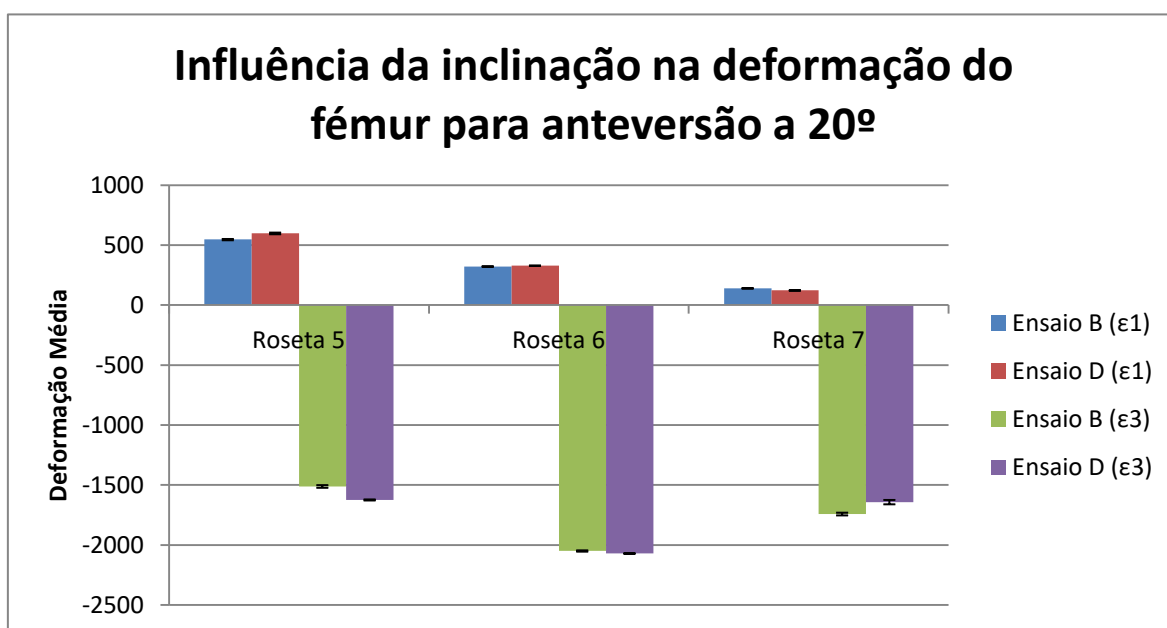


Figura 30 - Influência da anteversão na deformação do fémur para anteversão a 20°

No gráfico da figura 30, para as deformações principais máximas, é possível observar um ligeiro aumento da deformação no plano posterior e no plano medial com o aumento do ângulo de inclinação, sendo que é no plano posterior que se regista o valor de deformação mais elevado, para um ângulo de inclinação de 45°. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se uma ligeira diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação, sendo que é nesta região que se regista o valor de deformação mais baixo, para um ângulo de inclinação de 45°.

Relativamente às deformações principais mínimas, é possível observar uma variação semelhante às deformações principais máximas. Assim, visualiza-se ligeiro aumento da deformação no plano posterior e no plano medial com o aumento do ângulo de inclinação, sendo que é no plano medial que se regista o valor de deformação mais elevado, para um ângulo de inclinação de 45° e, é no plano posterior que se regista o valor de deformação mais baixo, para um ângulo de 40°. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se uma ligeira diminuição da deformação com o aumento do ângulo de inclinação.

A tabela seguinte apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento do ângulo de inclinação, para um ângulo de anteversão de 20°, no fémur (Tab. 20).

Tabela 20 - Variação das deformações principais com o aumento da anteversão, para 20° de anteversão, no fémur

	Anteversão = 20°					
	Fémur					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação
Plano posterior	547.1052617	598.6285842	9%	-1511.214925	-1623.64027	7%
Plano medial	322.489449	329.3737221	2%	-2049.274738	-2070.166777	1%
Plano anterior	140.3783407	123.200994	-14%	-1741.248748	-1641.908586	-6%

De seguida, analisou-se a influência da variação do ângulo de inclinação e de anteversão, simultaneamente, do componente acetabular. Os gráficos apresentados seguidamente ilustram os valores obtidos para um aumento de ambos os ângulos em estudo, no íliaco (Fig. 31) e no fémur (Fig. 32).

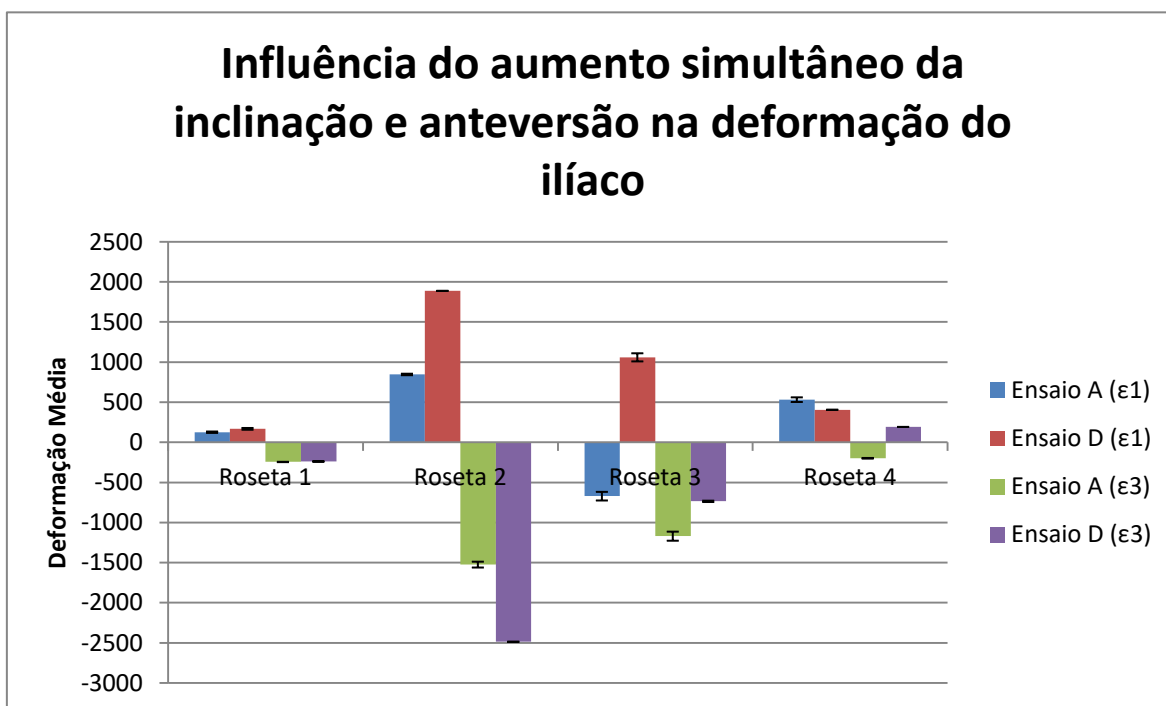


Figura 31 - Influência do aumento simultâneo da inclinação e anteversão na deformação do íliaco

No gráfico apresentado anteriormente, é possível observar que, para as deformações principais máximas, existe um ligeiro aumento da deformação com o aumento de ambos os ângulos estudados, na zona da tuberosidade isquiática, sendo nesta região que se regista o valor mais baixo de deformação, para um ângulo de inclinação de 40° e um ângulo de anteversão de 15°. Este aumento de deformação com o aumento dos ângulos é mais pronunciado na margem do acetábulo na púbis e, é nesta região que se regista o valor de deformação mais elevado, para 45° de inclinação e 20° de anteversão. Na zona do corpo do ílio, observa-se uma transição de uma deformação negativa (compressão) para uma deformação positiva (tração), com um aumento do valor de deformação. Pelo contrário, na zona do corpo isquiático, é possível observar uma diminuição da deformação com o aumento dos ângulos estudados.

Relativamente às deformações principais mínimas, existe uma ligeira diminuição da deformação com o aumento de ambos os ângulos estudados, na zona da tuberosidade isquiática. Esta diminuição de deformação com o aumento dos ângulos é

mais pronunciada na zona do corpo do ílio. Quanto à margem do acetábulo da púbis, é possível observar um aumento da deformação com o aumento dos ângulos estudados, sendo nesta região que se regista o valor mais elevado de deformação, para um ângulo de inclinação de 45° e um ângulo de anteversão de 20°. Na zona do corpo isquiático, observa-se uma transição de uma deformação negativa (compressão) para uma deformação positiva (tração), com uma ligeira diminuição do valor de deformação, sendo nesta região que se regista o valor mais baixo de deformação principal mínima, para 45° de inclinação e 20° de anteversão.

Tabela 21 - Variação das deformações principais com o aumento dos ângulos estudados no íliaco

	Íliaco					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°		Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	
Zona da tuberosidade isquiática	126.5858306	168.5216948	25%	-244.2138953	-238.0229108	-3%
Margem do acetábulo na púbis	846.702817	1888.635432	55%	-1523.888924	-2486.08009	39%
Zona do corpo do ílio	-670.6035986	1060.321683	163%	-1169.414815	-302.4865306	-287%
Zona do corpo isquiático	532.3080509	405.9668933	-31%	-198.2269157	192.4459516	203%

A tabela 21 apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento dos ângulos estudados, no íliaco.

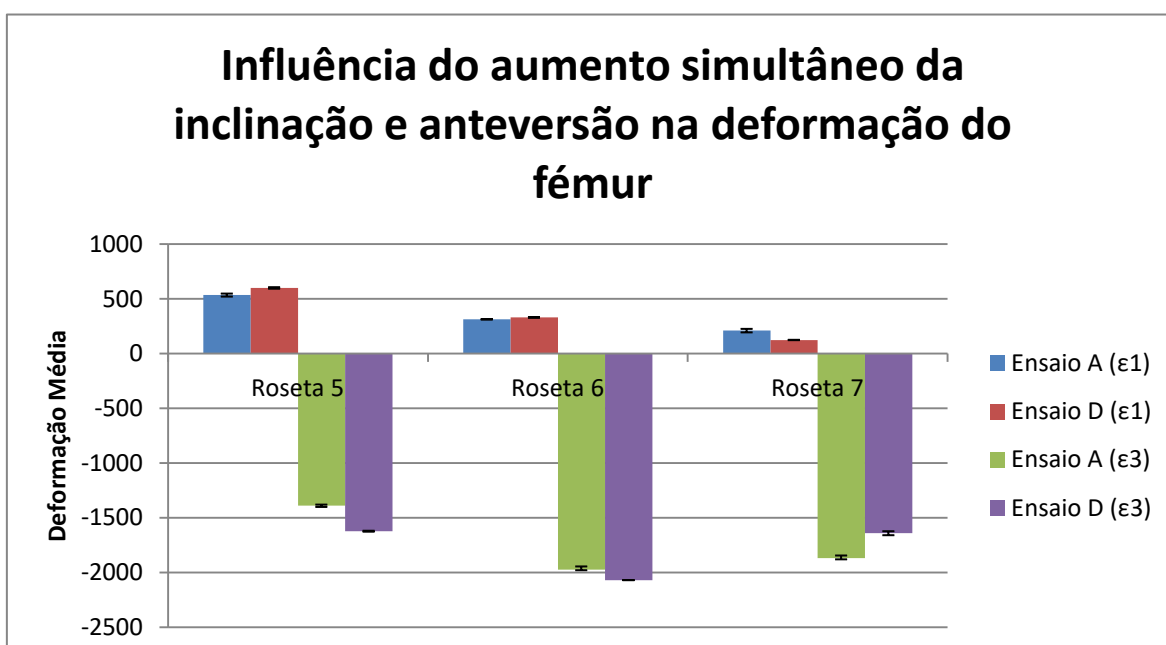


Figura 32 - Influência do aumento simultâneo da inclinação e anteversão na deformação do fémur

No gráfico da figura 32, para as deformações principais máximas, é possível observar um ligeiro aumento da deformação no plano posterior e no plano medial com o

aumento dos ângulos estudados, sendo que é no plano posterior que se regista o valor de deformação mais elevado, para 45° de inclinação e 20° de anteversão. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se uma diminuição da deformação com o aumento dos ângulos estudados, sendo que é nesta região que se regista o valor de deformação mais baixo, para 45° de inclinação e 20° de anteversão.

Relativamente às deformações principais mínimas, é possível observar uma variação semelhante às deformações principais máximas. Assim, observa-se um ligeiro aumento da deformação no plano posterior e do plano medial com o aumento dos ângulos estudados, sendo que é no plano medial que se regista o valor de deformação mais elevado, para 45° de inclinação e 20° de anteversão e, é no plano posterior que se regista o valor de deformação mais baixo, para 40° de inclinação e 15° de anteversão. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se uma ligeira diminuição da deformação com o aumento dos ângulos estudados.

A tabela seguinte apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com o aumento dos ângulos estudados, no fémur (Tab. 22).

Tabela 22 - Variação das deformações principais com o aumento dos ângulos estudados no fémur

	Fémur					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação	Inclinação = 40°	Inclinação = 45°	Variação
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°		Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	
Plano posterior	533.4581363	598.6285842	11%	-1390.88713	-1623.64027	14%
Plano medial	312.1574786	329.3737221	5%	-1974.389133	-2070.166777	5%
Plano anterior	208.790534	123.200994	-69%	-1869.109473	-1641.908586	-14%

Os gráficos apresentados seguidamente ilustram os valores obtidos para um aumento do ângulo de anteversão e diminuição do ângulo de inclinação, no íliaco (Fig. 33) e no fémur (Fig. 34).

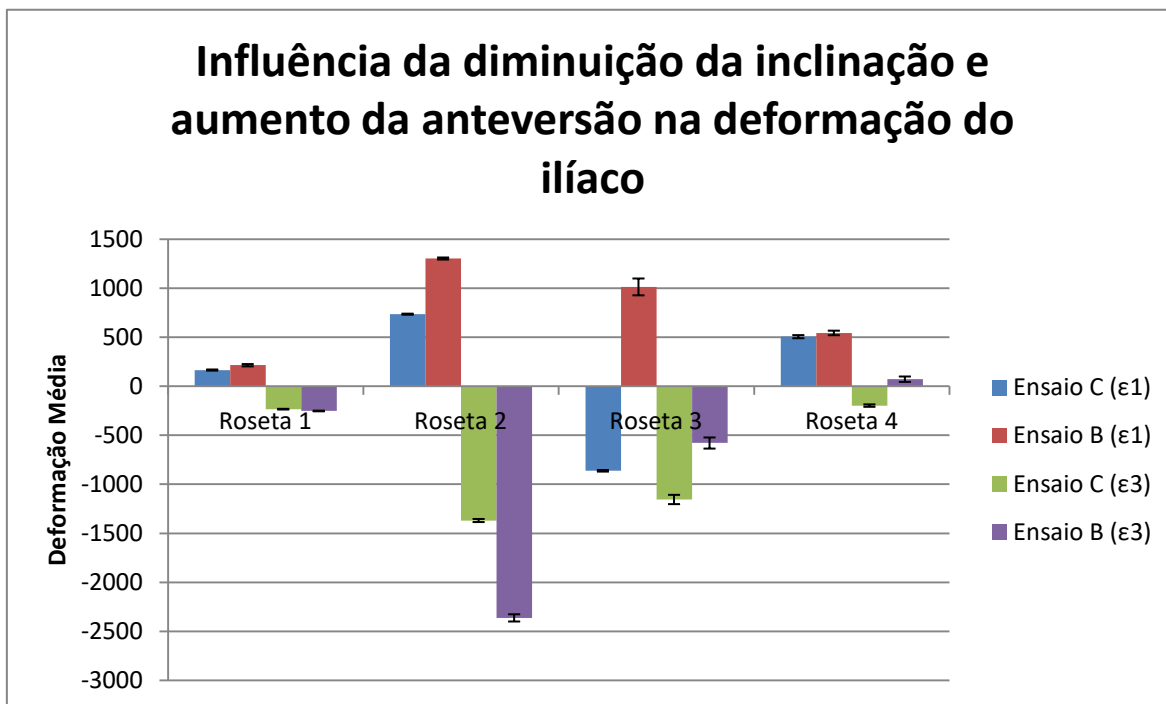


Figura 33 - Influência da diminuição da inclinação e aumento da anteversão na deformação do íliaco

No gráfico apresentado anteriormente, é possível observar que, para a variação mencionada anteriormente, para as deformações principais máximas, existe um ligeiro aumento da deformação, na zona da tuberosidade isquiática, sendo nesta região que se regista o valor mais baixo de deformação, para um ângulo de inclinação de 45° e um ângulo de anteversão de 15°, e na zona do corpo isquiático. Este aumento de deformação é mais pronunciado na margem do acetábulo na púbis e, é nesta região que se regista o valor de deformação mais elevado, para 40° de inclinação e 20° de anteversão. Na zona do corpo do ílio, observa-se uma transição de uma deformação negativa (compressão) para uma deformação positiva (tração), com um aumento do valor de deformação.

Relativamente às deformações principais mínimas, existe um ligeiro aumento da deformação, na zona da tuberosidade isquiática. Este aumento de deformação é mais pronunciado na margem do acetábulo da púbis, sendo nesta região que se regista o valor mais elevado de deformação, para um ângulo de inclinação de 40° e um ângulo de anteversão de 20°. Quanto à zona do corpo do ílio, é possível observar uma diminuição

da deformação. Na zona do corpo isquiático, observa-se uma transição de uma deformação negativa (compressão) para uma deformação positiva (tração), com uma diminuição do valor de deformação, sendo nesta região que se regista o valor mais baixo de deformação principal mínima, para 40° de inclinação e 20° de anteversão.

Tabela 23 - Variação das deformações com a diminuição da inclinação e aumento da anteversão no íliaco

	Íliaco					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 45°	Inclinação = 40°	Variação	Inclinação = 45°	Inclinação = 40°	Variação
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°		Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	
Zona da tuberosidade isquiática	165.6533135	214.8870412	23%	-233.0813065	-251.6568477	7%
Margem do acetábulo na púbis	735.6814175	1303.236106	44%	-1369.101619	-2362.325532	42%
Zona do corpo do ílio	-861.8673852	1013.799827	185%	-1154.626715	-578.6991454	-100%
Zona do corpo isquiático	506.2461756	544.0664965	7%	-196.9207576	60.96138757	423%

A tabela 23 apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com a variação mencionada anteriormente dos ângulos estudados, no íliaco.

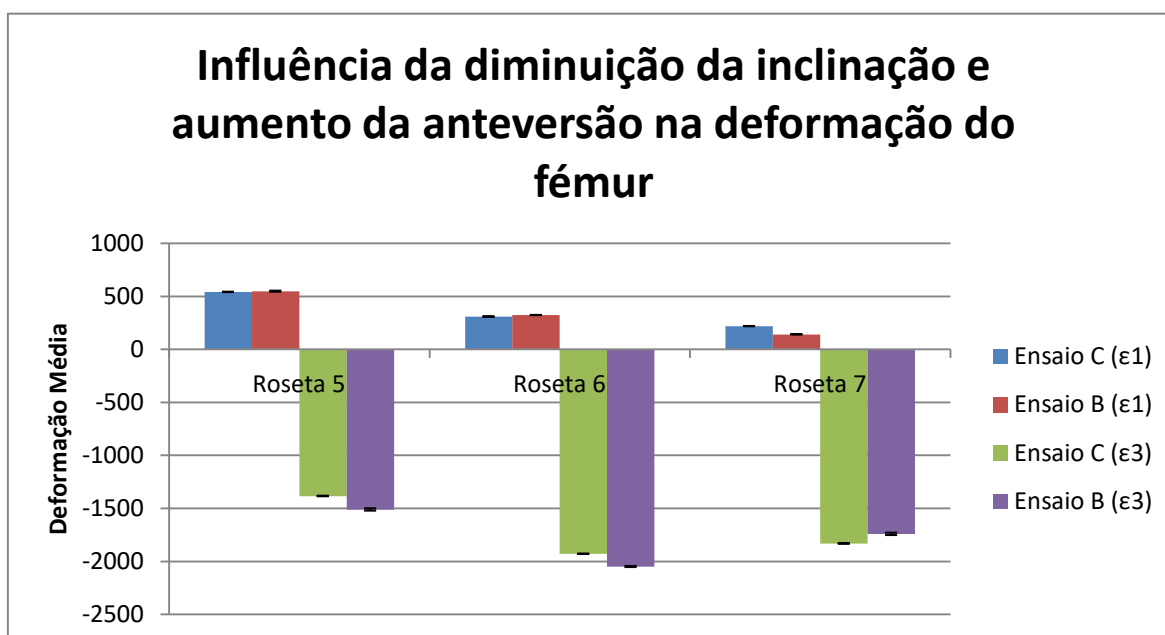


Figura 34 - Influência da diminuição da inclinação e aumento da anteversão na deformação do fémur

No gráfico da figura 34, para as deformações principais máximas, é possível observar um ligeiro aumento da deformação no plano posterior e no plano medial, sendo que é no plano posterior que se regista o valor de deformação mais elevado, para 40° de inclinação e 20° de anteversão. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se uma

diminuição da deformação, sendo que é nesta região que se regista o valor de deformação mais baixo, para 40° de inclinação e 20° de anteversão.

Relativamente às deformações principais mínimas, é possível observar uma variação semelhante às deformações principais máximas. Assim, observa-se um ligeiro aumento da deformação no plano posterior e do plano medial, sendo que é no plano medial que se regista o valor de deformação mais elevado, para 40° de inclinação e 20° de anteversão e, é no plano posterior que se regista o valor de deformação mais baixo, para 45° de inclinação e 15° de anteversão. Pelo contrário, no plano anterior, observa-se uma ligeira diminuição da deformação com o aumento dos ângulos estudados.

A tabela seguinte apresenta os valores das deformações principais máximas e mínimas, bem como a variação desses valores com a variação mencionada anteriormente dos ângulos estudados, no fémur (Tab. 24).

Tabela 24 - Variação das deformações com a diminuição da inclinação e aumento da anteversão no fémur

	Fémur					
	Deformação Principal Máxima			Deformação Principal Mínima		
	Inclinação = 45°	Inclinação = 40°	Variação	Inclinação = 45°	Inclinação = 40°	Variação
	Anteversão = 15°	Anteversão = 20°		Anteversão = 15°	Anteversão = 20°	
Plano posterior	540.5376178	547.1052617	1%	-1384.161755	-1511.214925	8%
Plano medial	307.8603788	322.489449	5%	-1929.116757	-2049.274738	6%
Plano anterior	217.6653199	140.3783407	-55%	-1831.81617	-1741.248748	-5%

6. Análise Estatística

De modo a analisar com mais precisão a influência da variação dos ângulos de inclinação e anteversão do componente acetabular, realizou-se um teste ANOVA fator duplo com repetição, que tem como objetivo analisar a variância, ou seja, se existe alguma diferença significativa entre diferentes grupos, comparando as suas médias. Foram realizados sete testes ANOVA correspondentes a cada região a analisar (quatro no íliaco e três no fémur).

Pode-se tirar conclusões acerca da variação da anteversão, da variação da inclinação e da possível interação entre ambas através da análise dos valores de F e F crítico. Assim, se o valor de F for superior ao valor de F crítico (sendo, neste caso, 4.493998), a hipótese H_0 deve ser rejeitada, ou seja, pode-se assumir que existe variação dos valores na fonte de variação em questão, e vice-versa.

Tendo este pressuposto em conta, relativamente à zona da tuberosidade isquiática, e através dos dados recolhidos na tabela anterior, pode-se verificar que existe, de facto, variação dos valores de deformação para diferentes ângulos de anteversão, sendo o valor de F 23.91519. O mesmo se pode afirmar para diferentes ângulos de inclinação, pelas mesmas razões, com um valor de F de 95.64079. No entanto, não existe interação entre a anteversão e a inclinação, visto que o valor de F (0.975576) é inferior ao valor de F crítico.

Relativamente à margem do acetábulo na púbis, existe variação dos valores de deformação para diferentes ângulos de anteversão, sendo o valor de F 6361.953. No entanto, para diferentes ângulos de inclinação, os valores de deformação não apresentam variação, para um valor de F de 1.602334. Pode verificar-se, também, a existência de interação entre a anteversão e a inclinação, para um valor de F de 129.0903.

Relativamente à zona do corpo do ílio, é possível observar que existe variação dos valores de deformação, tanto para diferentes ângulos de anteversão (para um valor de F de 469.2728), como para diferentes ângulos de inclinação (para F=10.80938). Verifica-se, também, a existência de interação entre a anteversão e a inclinação, com um valor de F de 15.43245.

Relativamente à zona do corpo isquiático, tal como a zona do corpo do ílio, é possível observar que existe variação dos valores de deformação, tanto para diferentes ângulos de anteversão (para um valor de F de 1522.345), como para diferentes ângulos

de inclinação (para um valor de F de 51.45871). Verifica-se, também, a existência de interação entre a anteversão e a inclinação, com um valor de F de 49.26693.

Analisando as regiões estudadas do fêmur, relativamente ao plano posterior, é possível observar que existe variação dos valores de deformação, tanto para diferentes ângulos de anteversão (para um valor de F de 2494.503), como para diferentes ângulos de inclinação (para F=215.2763). Verifica-se, também, a existência de interação entre a anteversão e a inclinação, com um valor de F de 273.5519.

No plano medial, verifica-se que existe variação dos valores de deformação para diferentes ângulos de anteversão, para um valor de F de 192.657. No que toca à inclinação, é possível observar que não existe variação dos valores de deformação, sendo o valor de F 2.455928. Verifica-se, também, a existência de interação entre a anteversão e a inclinação, para um valor de F de 18.08777.

Relativamente ao plano anterior, é possível observar que existe variação dos valores de deformação, tanto para diferentes ângulos de anteversão (para um valor de F de 655.0975), como para diferentes ângulos de inclinação (para um valor de F de 121.1153). Nesta região do fêmur, verifica-se que existe interação entre a anteversão e a inclinação, com o valor de F de 24.97608.

7. Discussão dos resultados experimentais

7.1. Influência da anteversão

Tendo os resultados recolhidos e analisados do teste estatístico realizado, pode-se passar, agora, às conclusões que se podem retirar, como a posição mais adequada do componente acetabular através da variação do ângulo de anteversão, tendo em conta os valores de deformação mais baixos para cada região analisada, do fémur e do íliaco.

7.1.1. Influência no íliaco

Para a zona da tuberosidade isquiática, conclui-se que há um aumento do valor de deformação com o aumento do ângulo de anteversão. Assim, nesta região, o ângulo de anteversão mais baixo, ou seja 15° , é o mais indicado dos ângulos estudados, visto que representa a posição com os valores de deformação recolhidos mais baixos.

Na margem do acetábulo na púbis, há, também, um aumento do valor de deformação com o aumento do ângulo de anteversão. Assim, tal como na zona da tuberosidade isquiática, recomenda-se o ângulo de anteversão mais baixo (15°), pelo que obteve-se valores de deformação mais baixos.

Na zona do corpo do ílio, é possível concluir que com o aumento do ângulo de anteversão, há uma diminuição do valor de deformação. Nesta região, o ângulo de anteversão mais adequado é o mais elevado (20°), com valores de deformação mais baixos.

Na zona do corpo isquiático, é possível concluir que há uma diminuição ligeira do valor de deformação com o aumento do ângulo de anteversão. No entanto, a mudança mais evidente, com o aumento do ângulo de anteversão, é a passagem de valores de deformação negativos para positivos. Assim, para ângulos mais elevados, a zona do corpo isquiático encontra-se em tração. Nesta região, o ângulo de anteversão mais adequado é de 15° .

7.1.2. Influência no fémur

No plano posterior, há um aumento do valor de deformação com o aumento do ângulo de anteversão. Assim, o ângulo de anteversão de 15° proporciona valores de deformação mais baixos, sendo o mais adequado.

No plano medial, conclui-se que há um aumento do valor de deformação com o aumento do ângulo de anteversão. Assim, nesta região, o ângulo de anteversão mais

baixo, ou seja 15° , é o mais indicado, visto que representa a posição com os valores de deformação recolhidos mais baixos.

No plano anterior, verifica-se uma diminuição do valor de deformação com o aumento do ângulo de anteversão. Tendo isto em conta, o ângulo de anteversão de 20° é mais adequado, sendo que observa-se valores de deformação mais baixos.

7.2. Influência da inclinação

De seguida, passa-se às conclusões retiradas acerca da posição mais adequada do componente acetabular através da variação do ângulo de inclinação, tendo em conta os valores de deformação mais baixos para cada região analisada, do fémur e do íliaco.

7.2.1. Influência no íliaco

Na zona da tuberosidade isquiática, existe uma diminuição do valor de deformação com o aumento do ângulo de inclinação. Assim, nesta região, o ângulo de inclinação indicado é de 45° , pelo que obteve-se valores de deformação mais baixos.

Na margem do acetábulo na púbis, conclui-se, através do teste estatístico, que não existe uma diferença significativa dos valores de deformação com a variação do ângulo de inclinação. Assim, a variação do ângulo de inclinação não interfere com a deformação na margem do acetábulo na púbis.

Na zona do corpo do ílio, verifica-se um aumento do valor de deformação com o aumento do ângulo de inclinação. Partindo desta variação, pode-se concluir que o ângulo de inclinação, para um valor de deformação mais baixo, é de 40° .

Na zona do corpo isquiático, há, também, um aumento do valor de deformação com o aumento do ângulo de inclinação. Tendo isto em conta, o ângulo de inclinação de 40° é o mais indicado, visto que se obtém valores de deformação mais baixos.

7.2.2. Influência no fémur

No plano posterior, verifica-se um aumento do valor de deformação com o aumento do ângulo de inclinação. Assim, o ângulo de inclinação de 40° demonstra ser o ângulo em que os valores de deformação são mais baixos.

No plano medial, observa-se, através do teste estatístico, que não existe uma diferença significativa dos valores de deformação com a variação do ângulo de inclinação. Assim, a variação do ângulo de inclinação não afeta os valores de deformação.

No plano anterior, verifica-se uma diminuição do valor de deformação com o aumento do ângulo de inclinação. Deste modo, é possível concluir que, para valores de deformação mais baixos, o ângulo de 45° é o mais indicado.

7.3. Interação entre anteversão e inclinação

Finalmente, é necessário verificar, através do teste estatístico, a existência de ligação entre a variação da anteversão e a variação da inclinação, de modo a averiguar a influência mútua entre ambos os ângulos e, de acordo com os valores de deformação mais baixos registados, no íliaco e no fémur, obter a posição mais adequada do componente acetabular, variando simultaneamente o ângulo de anteversão e de inclinação.

7.3.1. Interação no íliaco

Na zona da tuberosidade isquiática, observa-se que não existe interação entre a variação do ângulo de anteversão e a variação do ângulo de inclinação. Assim, é possível assumir que as variáveis (ângulo de anteversão e de inclinação) são independentes, ou seja, não estão relacionadas.

Na margem do acetabulo na púbis, conclui-se que há, de facto, interação entre a variação do ângulo de anteversão e a variação do ângulo de inclinação. Tendo isto em conta, verifica-se que, com o aumento simultâneo de ambos os ângulos, há um aumento do valor de deformação e, com a diminuição do ângulo de anteversão, em conjunto com o aumento do ângulo de inclinação, há uma diminuição do valor de deformação. Conclui-se, também, através dos valores de deformação registados, que a posição do componente acetabular mais favorável é de 15° de anteversão e de 45° de inclinação.

Na zona do corpo do ílio, verifica-se a interação entre a variação do ângulo de anteversão e a variação do ângulo de inclinação. Assim, com o aumento simultâneo de ambos os ângulos, há uma diminuição do valor de deformação e, com a diminuição do ângulo de anteversão, em conjunto com o aumento do ângulo de inclinação, há um aumento do valor de deformação. Conclui-se, através dos valores de deformação registados, que a posição do componente acetabular mais favorável é de 20° de anteversão e de 40° de inclinação.

Na zona do corpo isquiático, verifica-se a interação entre a variação do ângulo de anteversão e a variação do ângulo de inclinação. Assim, com o aumento simultâneo de ambos os ângulos, há uma ligeira diminuição do valor absoluto de deformação. Contudo, esta região deixa de estar em compressão e passa a estar tracionada. Com a diminuição

do ângulo de anteversão, em conjunto com o aumento do ângulo de inclinação, há um aumento do valor de deformação, e verifica-se a situação contrária à anterior, ou seja, a região anteriormente tracionada passa a ser alvo de compressão. Desta forma, para valores de deformação mais baixos, o componente acetabular deve ser colocado com 20° de anteversão e 40° de inclinação.

7.3.2. Interação no fémur

No plano posterior, existe interação entre a variação do ângulo de anteversão e a variação do ângulo de inclinação. Tendo isto em conta, com o aumento simultâneo de ambos os ângulos, há um aumento do valor de deformação e, com a diminuição do ângulo de anteversão, em conjunto com o aumento do ângulo de inclinação, há uma diminuição do valor de deformação. Com os valores de deformação obtidos, nesta região, a posição mais adequada do componente acetabular é de 15° de anteversão e de 40° de inclinação.

No plano medial, observa-se a interação entre a variação do ângulo de anteversão e a variação do ângulo de inclinação. Assim, com o aumento simultâneo de ambos os ângulos, há um aumento do valor de deformação e, com a diminuição do ângulo de anteversão, em conjunto com o aumento do ângulo de inclinação, há uma diminuição do valor de deformação. Com os valores de deformação registados, a posição mais adequada do componente acetabular é de 15° de anteversão e de 45° de inclinação.

No plano anterior, conclui-se que há, de facto, interação entre a variação do ângulo de anteversão e a variação do ângulo de inclinação. Assim, com o aumento simultâneo de ambos os ângulos, há uma diminuição do valor de deformação e, com a diminuição do ângulo de anteversão, em conjunto com o aumento do ângulo de inclinação, há um aumento do valor de deformação. Conclui-se, através dos valores de deformação registados, que a posição do componente acetabular mais favorável é de 20° de anteversão e de 45° de inclinação.

De forma a sumarizar tudo o que foi mencionado neste capítulo, elaborou-se a tabela seguinte, para agrupar toda a informação e torná-la mais simples para a sua leitura e compreensão.

Tabela 25 - Variação da deformação com a variação dos ângulos, em cada região

		Zona da tuberosidade isquiática	Margem do acetábulo na púbis	Zona do corpo do ílio	Zona do corpo isquiático	Plano posterior	Plano medial	Plano anterior
Anteversão	Aumento	↗	↗	↘	↘ (mudança - para +)	↗	↗	↘
Inclinação	Aumento	↘	→	↗	↗	↗	→	↘
Interação	Aumento simultâneo	→	↗	↘	↘ (mudança - para +)	↗	↗	↘
	Diminuição anteversão	→	↘	↗	↗ (mudança + para -)	↘	↘	↗
	Aumento inclinação							

8. Desenvolvimento do Modelo Numérico

Na etapa seguinte deste trabalho, foram realizados estudos numéricos em componentes baseados nas estruturas da articulação da anca utilizadas nos ensaios experimentais anteriormente discutidos. Os modelos numéricos foram obtidos através de um processo de digitalização dos modelos dos ossos compósitos do íliaco e do fémur e dos componentes próstéticos, utilizando o programa CATIA V5R19 (Dassault Systemès) [35]. De seguida, os ficheiros foram transportados para o programa SolidWorks 2016 (Dassault Systemès). Para o efeito dos ensaios numéricos realizados, assumiu-se que os componentes da articulação fossem homogêneos, isotrópicos e apresentassem um comportamento elástico linear. Todos os componentes foram posicionados, respeitando o seu posicionamento real, semelhantes ao seu posicionamento nos ensaios experimentais (fig. 35).

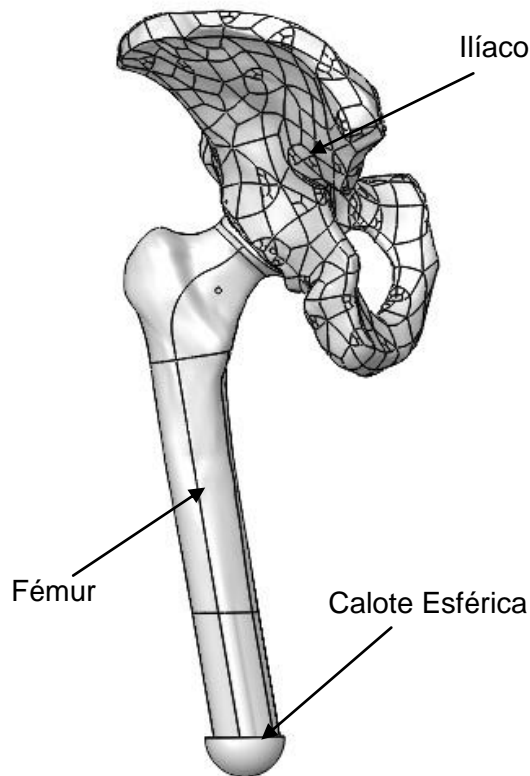


Figura 35 - Posição do modelo numérico

De seguida, são apresentadas as propriedades dos materiais considerados, durante os ensaios numéricos (tab. 26).

Tabela 26 - Propriedades dos materiais considerados para os ensaios numéricos

Componente	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	17	0.29
Osso Trabecular	0.4	0.29
Componente acetabular	210	0.3
Componente femoral	210	0.3

Foram realizados 4 ensaios, em que o primeiro passo consistiu em criar cavidades entre os componentes ligados, de modo a remover qualquer interferência existente. Assim, criou-se cavidades entre o osso cortical e o trabecular do íliaco, entre o osso trabecular e o componente acetabular, entre o osso cortical e o trabecular do fémur e entre o osso trabecular do fémur e o componente femoral.

De seguida, foram desenhadas 7 regiões, 4 no osso cortical do íliaco e 3 no osso cortical do fémur, de modo a simular as rosetas do modelo experimental (fig. 36). Esta etapa tem como objetivo, refinar a malha utilizada nestas regiões, para que fosse recolhido um maior número de valores e, assim, retirar resultados mais fidedignos.

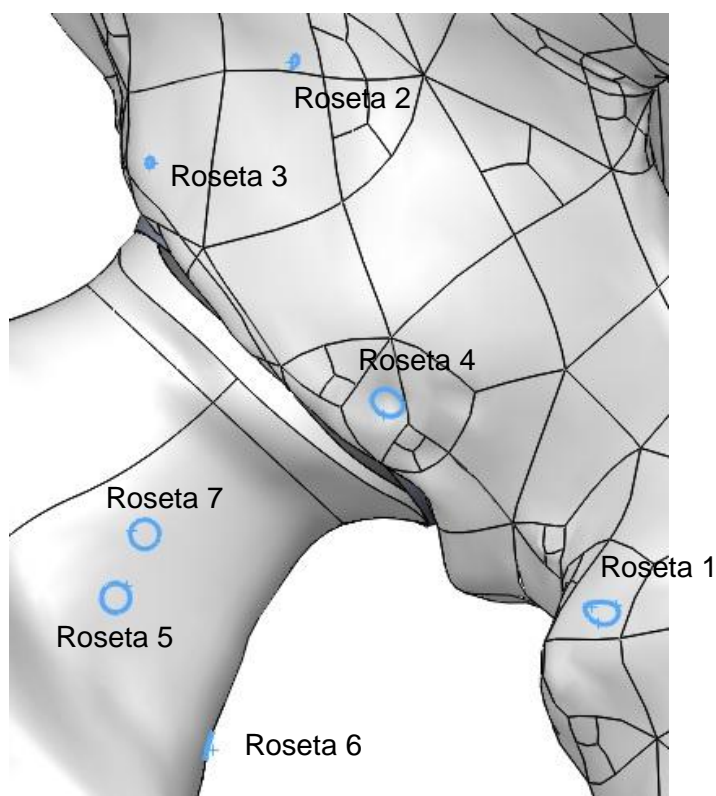


Figura 36 - Rosetas no modelo numérico

Relativamente à dimensão da malha, esta variou entre componentes, devido, por um lado, à complexidade da geometria dos componentes e, por outro lado, ao desenho das rosetas, como foi descrito anteriormente. A tabela seguinte apresenta o número de elementos, consoante o componente em questão (tab. 33).

Tabela 27 - Dimensão da malha utilizada no modelo numérico

Componente	Número de elementos
Osso Cortical Íliaco	39922
Osso Cortical Fémur	29854
Osso Trabecular Íliaco	47665
Osso Trabecular Fémur	176211
Componente acetabular	3224
Componente femoral	9168

De seguida, foram definidos os parâmetros necessários para a simulação e, conseqüente obtenção de resultados. Para que a simulação fosse possível, foi necessário definir o tipo de contacto entre componentes, os pontos de fixação do conjunto, bem como a força aplicada e a sua localização. Assim, foi escolhido o tipo de contacto “*bonded*” entre todos os componentes, à exceção do contacto entre o componente acetabular e o componente femoral da prótese, onde foi criado um contacto “*no penetration*” com um coeficiente de atrito de 0.001, de modo a possibilitar movimento entre os componentes anteriormente mencionados [36].

Relativamente aos pontos de fixação, estes foram escolhidos de forma a replicar da melhor forma possível, os pontos de fixação utilizados no modelo experimental, para que a posterior comparação entre resultados fosse o mais fidedigna possível (fig. 37). Dois dos pontos escolhidos no íliaco em ambas as asas ílicas, enquanto que os restantes dois pontos foram aplicados na tuberosidade isquiática. Estes pontos impedem a translação horizontal do íliaco. O último ponto de fixação foi colocado, tal como no modelo experimental, numa calote esférica criada na extremidade do fémur, permitindo a rotação do fémur mas, impedindo a translação.

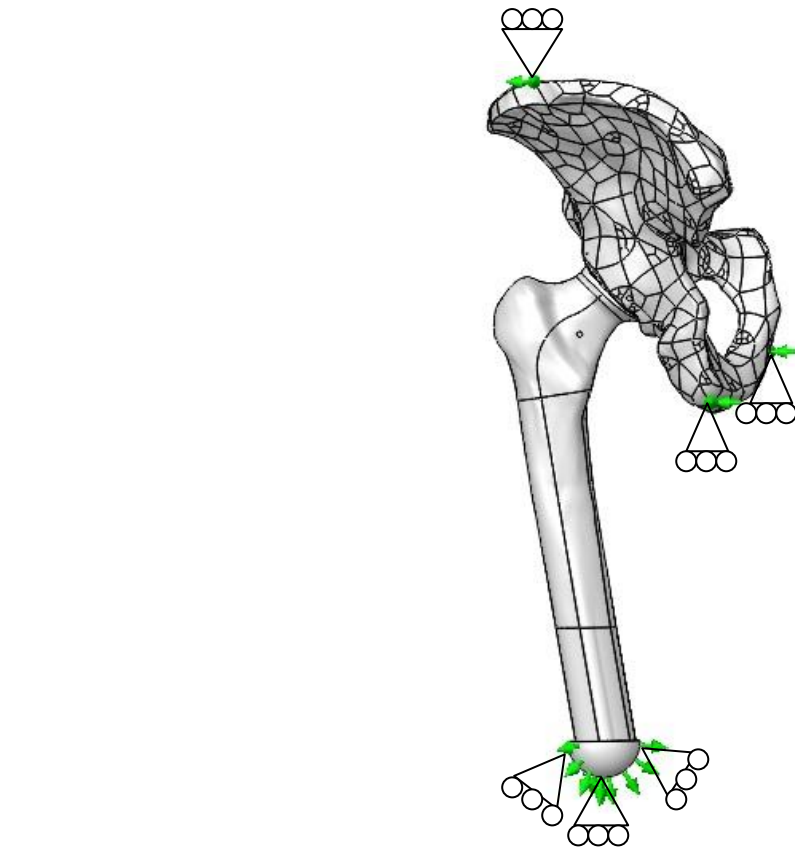


Figura 37 - Pontos de fixação no modelo numérico

Finalmente, foi aplicada uma força de 1700 N (semelhante à força aplicada no modelo experimental) com uma direção verticalmente descendente, de modo a comprimir o modelo em questão. Esta força foi aplicada nas superfícies em torno dos pontos de fixação presentes no íliaco (fig. 38).

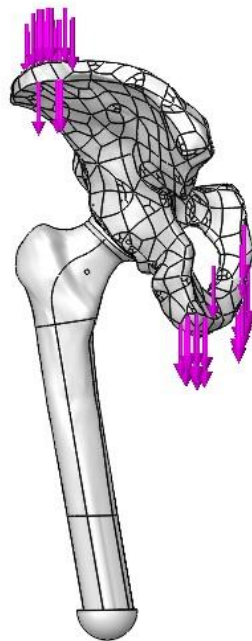


Figura 38 - Localização da aplicação da força no modelo numérico

Até este ponto, o procedimento utilizado foi o mesmo para todos os ensaios. No entanto, para cada um dos ensaios realizados, o componente acetabular foi posicionado de forma diferente, variando quer a inclinação, quer a anteversão (fig. 39), para que, após a realização de todos os ensaios, fosse possível comparar os resultados obtidos.

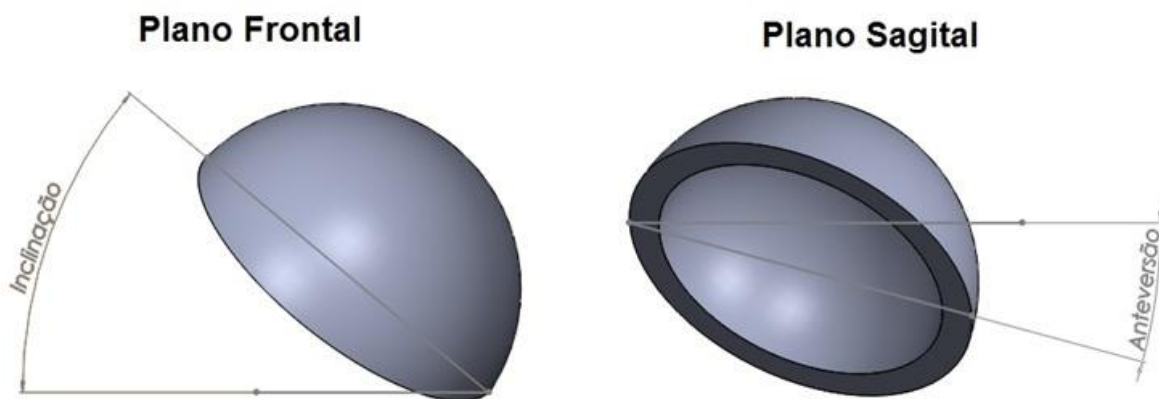


Figura 39 - Primeira posição do componente acetabular

Tendo isto em conta, no ensaio A, o componente acetabular foi posicionado com 39.75° de inclinação (aproximadamente 40°) e com 15.12° de anteversão (aproximadamente 15°). Quanto ao ensaio B, o componente acetabular foi posicionado com 39.75° de inclinação (aproximadamente 40°) e com 20.24° de anteversão (aproximadamente 20°). No ensaio C, o componente acetabular foi posicionado com 44.85° de inclinação (aproximadamente 45°) e 15.26° de anteversão (aproximadamente 15°). Por fim, no ensaio D, o componente acetabular foi posicionado com 45.22° de inclinação (aproximadamente 45°) e 19.91° de anteversão (aproximadamente 20°). Após as simulações, foram recolhidos os valores de deformação principal máxima (ϵ_1) e de deformação principal mínima (ϵ_3).

9. Correlação entre valores de deformação numéricos e experimentais

A fase seguinte deste trabalho consistiu em apurar a relação entre os resultados obtidos, nos ensaios experimentais e nos ensaios numéricos, para cada posição do componente acetabular, bem como o conjunto total de todos os valores, visto que os parâmetros usados (força aplicada, pontos de fixação e materiais utilizados) para ambos os ensaios foram semelhantes.

A primeira posição do componente acetabular estudada foi para um ângulo de inclinação de 40° e um ângulo de anteversão de 15° (ensaio A). O seguinte gráfico de barras (fig. 40) compara os valores de deformação experimentais e numéricos em todas as regiões analisadas neste trabalho.

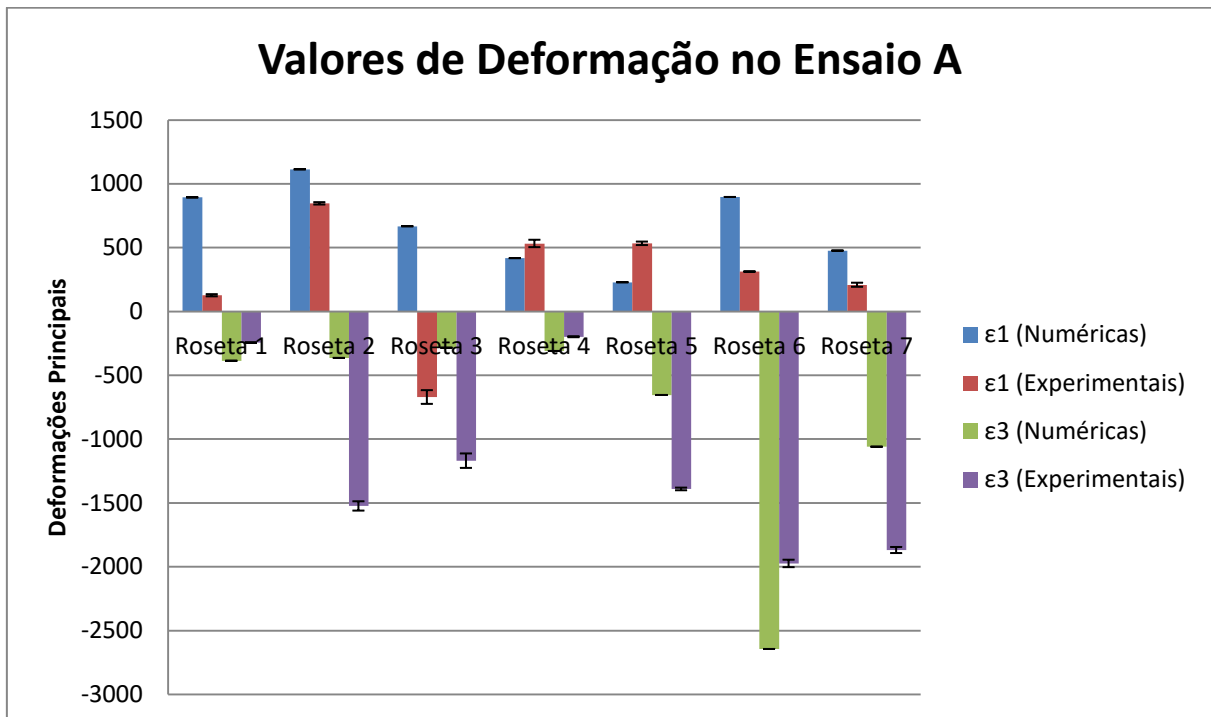


Figura 40 - Valores de Deformação no Ensaio A

Com o auxílio do gráfico anterior, pode-se verificar uma diferença bastante significativa entre os valores obtidos experimentalmente e numericamente. Na zona da tuberosidade isquiática, essa diferença é mais evidente entre as deformações principais máximas, onde se regista um desvio de 542.28. Na margem do acetábulo na púbis, a variação superior verifica-se nos valores de deformação principal mínima, com uma variação de 819.86. Quanto à zona do corpo do ílio, nas deformações principais máximas, observa-se uma transição de valores positivos (nos ensaios numéricos) para

valores negativos (nos ensaios experimentais) e um desvio de 946.06. A zona do corpo isquiático é a região estudada onde os valores numéricos e experimentais se encontram mais próximos uns dos outros, registando-se um desvio mais reduzido em ambas as deformações principais. No plano posterior do fémur, verifica-se um desvio de 520.6 nos valores de deformação principal mínima, sendo este o valor mais elevado obtido nesta região. No plano medial, o desvio é superior nos valores de deformação principal mínima, com um valor de 473.89. Finalmente, no plano anterior, obtém-se um desvio de 572.12 nos valores de deformação principal mínima. A tabela seguinte apresenta os desvios, em todas as regiões, para ambas as deformações principais.

Tabela 28 – Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio A

Desvios							
	Roseta 1	Roseta 2	Roseta 3	Roseta 4	Roseta 5	Roseta 6	Roseta 7
ϵ_1	542.28	188.54	946.06	81.10	215.64	413.18	189.07
ϵ_3	100.68	819.86	625.65	78.94	520.60	473.89	572.12

De seguida, foi elaborado um gráfico de correlação entre os valores de deformação principal obtidos experimentalmente e numericamente, de modo a avaliar a comparabilidade entre os ensaios experimentais e numéricos, na posição A. O gráfico seguinte (fig. 41) apresenta os valores de deformação, bem como a linha de tendência linear associada.

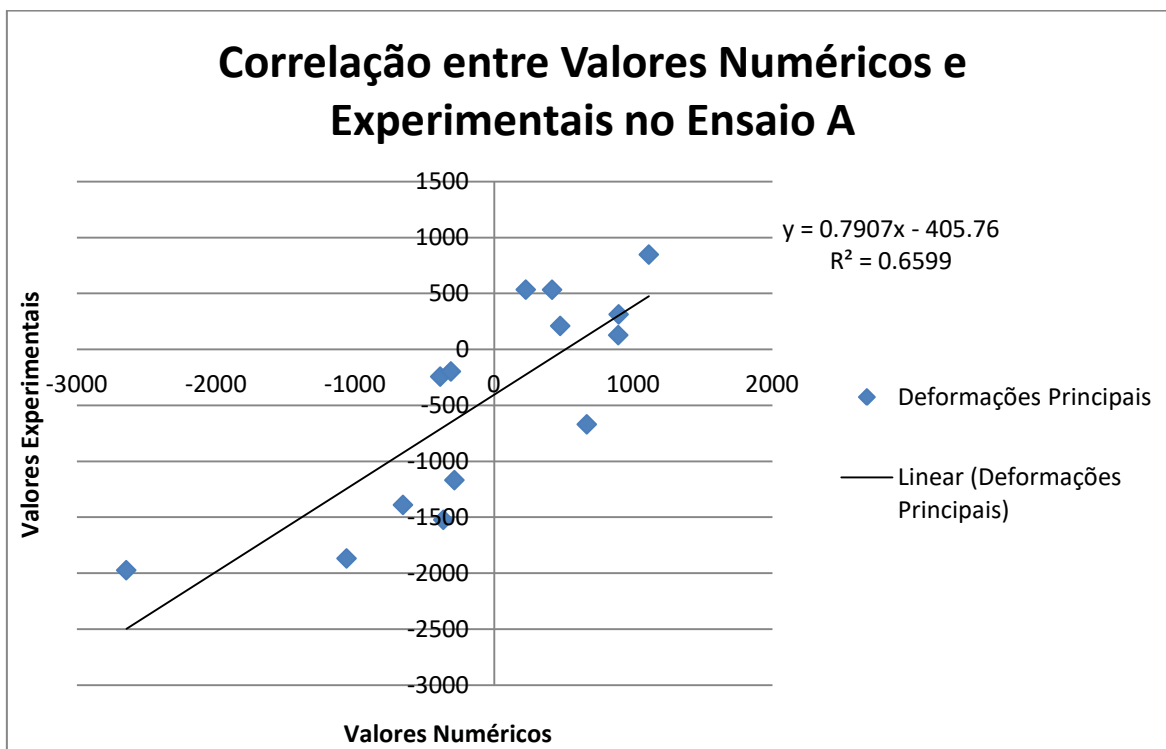


Figura 41 - Correlação entre valores de deformação no ensaio A

Através do gráfico anterior, é possível verificar que o valor de R^2 é de 0.6599. O valor de R^2 representa a aproximação da linha de tendência aos valores obtidos e, quanto mais este valor se aproximar de 1, melhor será a aproximação. Assim, observa-se que os valores experimentais e numéricos possuem uma correlação fraca, visto que R^2 apresenta um valor relativamente baixo e, a linha de tendência não passa no ponto de origem.

De seguida, comparou-se os resultados experimentais e numéricos, para o componente acetabular com um ângulo de inclinação de 40° e de anteversão de 20° (ensaio B). O seguinte gráfico de barras (fig. 42) compara os valores de deformação experimentais e numéricos em todas as regiões analisadas.

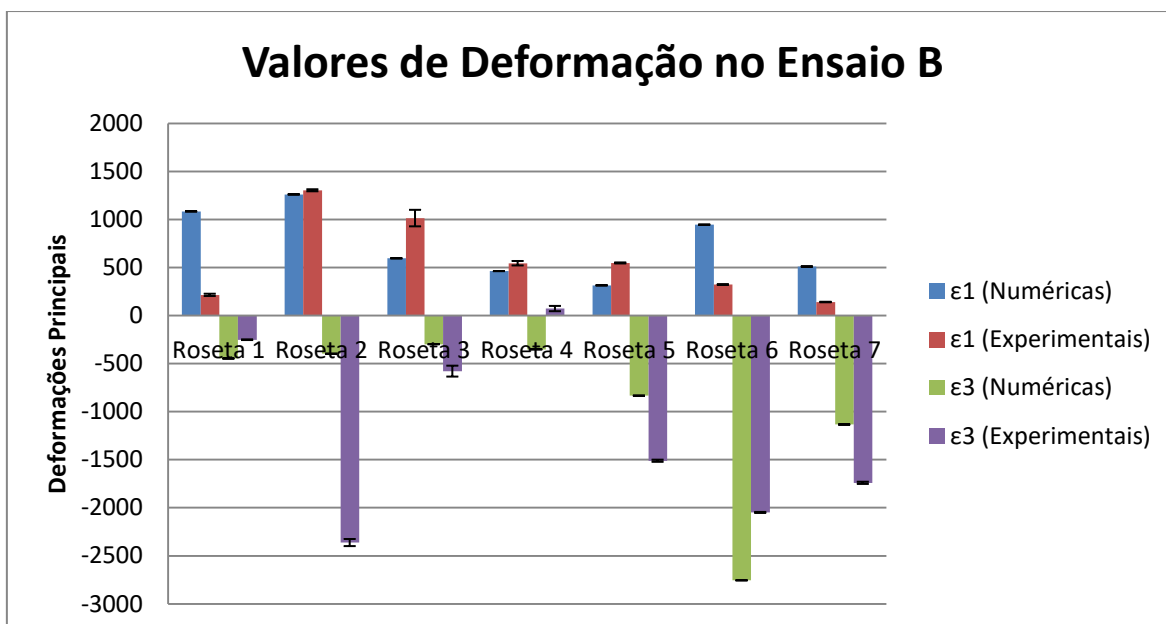


Figura 42 - Valores de Deformação no Ensaio B

Tal como na posição anterior, regista-se, também, uma diferença bastante significativa entre os valores obtidos experimentalmente e numericamente. Na zona da tuberosidade isquiática, essa diferença é mais evidente entre as deformações principais máximas, onde se regista um desvio de 614.31. Na margem do acetábulo na púbis, a variação superior verifica-se nos valores de deformação principal mínima, com um desvio de 1389.27. No entanto, os valores de deformação principal máxima são bastantes próximos, tendo um desvio de 30.46. Quanto à zona do corpo do ílio, o desvio superior obtém-se nos valores de deformação principal máxima, com um valor de 295.94. Na zona do corpo isquiático, obtém-se um desvio de 299.93 entre os valores de deformação principal mínima. No plano posterior do fémur, verifica-se um desvio de 478.89 nos

valores de deformação principal mínima, sendo este o valor mais elevado obtido nesta região. No plano medial, a variação é superior nos valores de deformação principal mínima, com um valor de 499.31. No plano anterior, obtém-se um desvio de 429.74 nos valores de deformação principal mínima. A tabela seguinte apresenta os desvios, em todas as regiões, para ambas as deformações principais.

Tabela 29 - Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio B

Desvios							
	Roseta 1	Roseta 2	Roseta 3	Roseta 4	Roseta 5	Roseta 6	Roseta 7
ϵ_1	614.31	30.46	295.94	57.88	164.86	440.47	261.17
ϵ_3	138.04	1389.27	198.38	299.93	478.89	499.31	429.47

Seguidamente, foi elaborado um gráfico de correlação, semelhante ao gráfico no ensaio A, de modo a avaliar a comparabilidade entre os ensaios experimentais e numéricos, na posição B. O gráfico seguinte (fig. 43) apresenta os valores de deformação, bem como a linha de tendência linear associada.

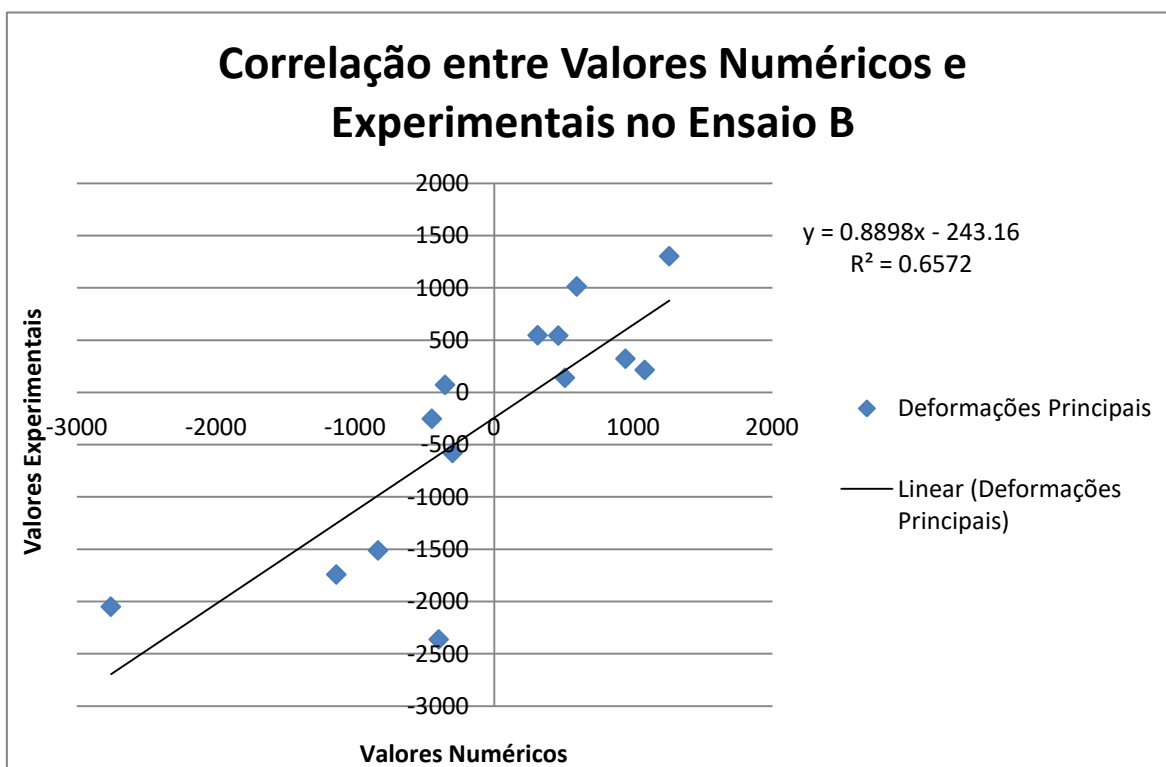


Figura 43 - Correlação entre valores numéricos e experimentais no ensaio B

Através do gráfico anterior, é possível verificar que o valor de R^2 é de 0.6572, ou seja, observa-se que os valores experimentais e numéricos possuem uma correlação fraca, visto que R^2 apresenta um valor relativamente baixo e, a linha de tendência não passa no ponto de origem.

A terceira posição do componente acetabular estudada, na comparação dos valores das deformações principais, foi para um ângulo de inclinação de 45° e de anteversão de 15° (ensaio C). O seguinte gráfico de barras (fig. 44) compara os valores de deformação experimental e numéricos em todas as regiões analisadas.

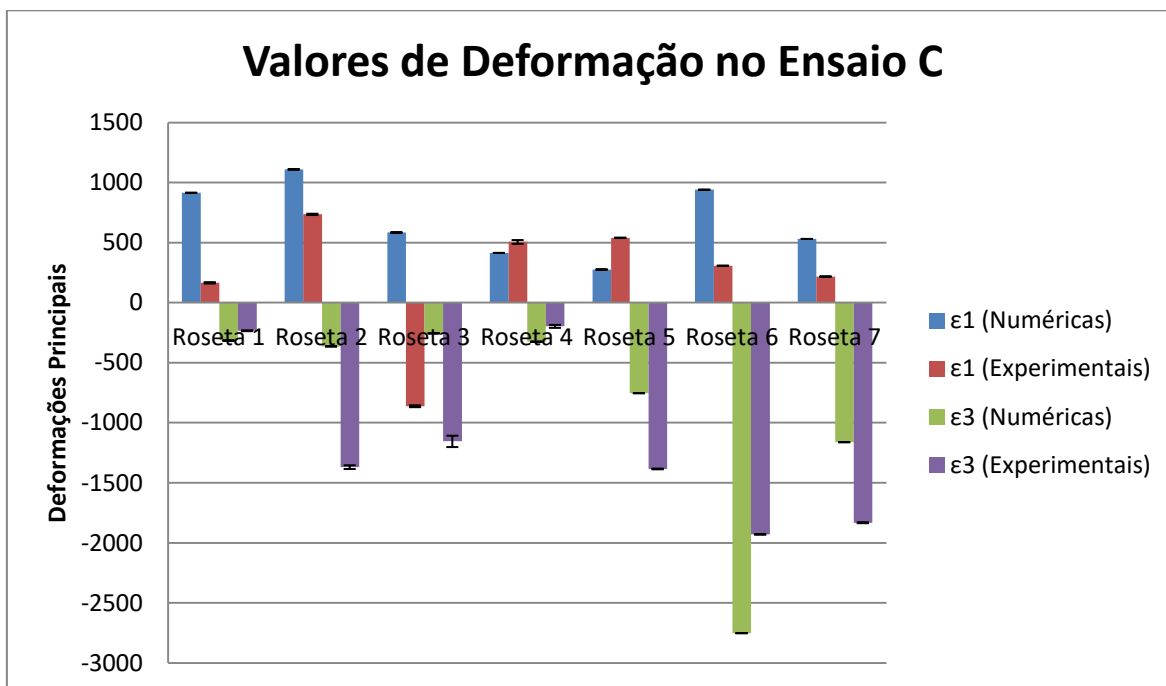


Figura 44 - Valores de Deformação no Ensaio C

Nesta posição, regista-se, também, uma grande diferença entre os valores obtidos experimentalmente e numericamente. Na zona da tuberosidade isquiática, essa diferença é mais evidente entre as deformações principais máximas, onde se regista um desvio de 530.22. Na margem do acetábulo na púbis, a variação superior verifica-se nos valores de deformação principal mínima, com um desvio de 711.25. Quanto à zona do corpo do ílio, nas deformações principais máximas, observa-se uma transição de valores positivos (nos ensaios numéricos) para valores negativos (nos ensaios experimentais), em que se regista um desvio de 1022.86. A zona do corpo isquiático é a região estudada onde os valores numéricos e experimentais se encontram mais próximos uns dos outros, registando-se um desvio mais reduzido em ambas as deformações principais, em que o valor superior é de 90.22. No plano posterior do fémur, verifica-se um desvio de 446.27 nos valores de deformação principal mínima. No plano medial, a variação é superior nos valores de deformação principal mínima, com um valor de 581.57. No plano anterior, obtém-se um desvio de 474.15 nos valores de deformação principal mínima. A tabela seguinte apresenta os desvios, em todas as regiões, para ambas as deformações principais.

Tabela 30 - Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio C

Desvios							
	Roseta 1	Roseta 2	Roseta 3	Roseta 4	Roseta 5	Roseta 6	Roseta 7
ϵ_1	530.22	264.73	1022.86	64.71	186.83	447.63	221.65
ϵ_3	57.83	711.25	636.17	90.22	446.27	581.57	474.15

Tal como no ensaio anterior, foi elaborado um gráfico de correlação, de modo a avaliar a comparabilidade entre os ensaios experimentais e numéricos, na posição C. O gráfico seguinte (fig. 45) apresenta os valores de deformação, bem como a linha de tendência linear associada.

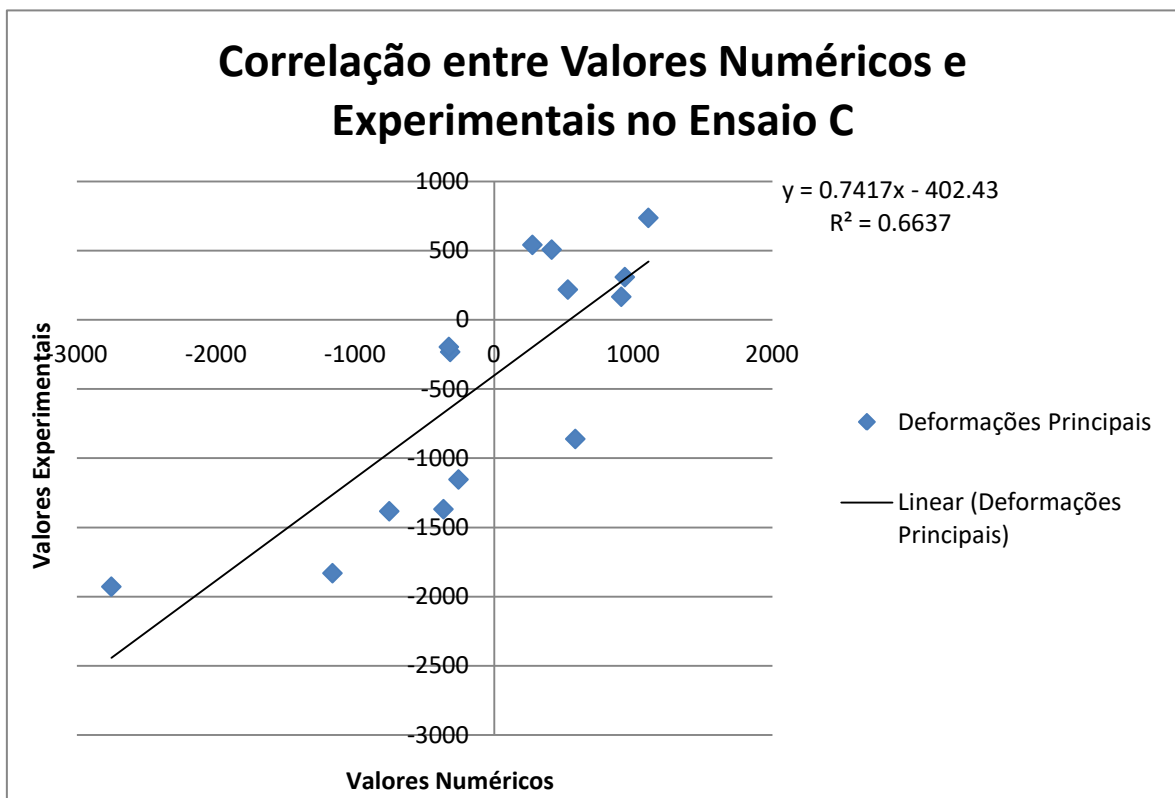


Figura 45 - Correlação entre valores numéricos e experimentais no ensaio C

Através do gráfico anterior, é possível verificar que o valor de R^2 é de 0.6637. Assim, observa-se que os valores experimentais e numéricos possuem uma correlação fraca, visto que R^2 apresenta um valor relativamente baixo e, a linha de tendência não passa no ponto de origem.

A última posição do componente acetabular estudada foi para um ângulo de inclinação de 45° e um ângulo de anteversão de 20° (ensaio D). O seguinte gráfico de barras (fig. 46) compara os valores de deformação experimentais e numéricos em todas as regiões analisadas neste trabalho.

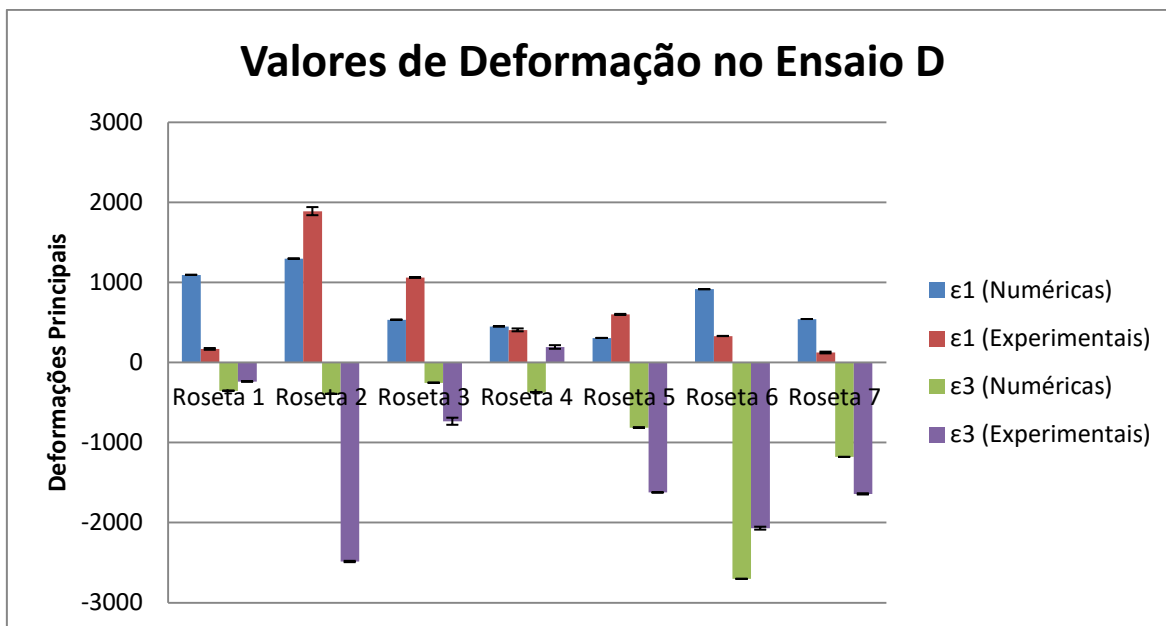


Figura 46 - Valores de Deformação no Ensaio D

Assim como todas as posições estudadas, regista-se, também, uma diferença bastante significativa entre os valores obtidos experimentalmente e numericamente. Na zona da tuberosidade isquiática, essa diferença é mais evidente entre as deformações principais máximas, onde se regista um desvio de 653.87. Na margem do acetábulo na púbis, a variação superior verifica-se nos valores de deformação principal mínima, com um desvio de 1479.81. Quanto à zona do corpo do ílio, o desvio superior obtém-se nos valores de deformação principal máxima, com um valor de 373.02. Na zona do corpo isquiático observa-se uma transição de valores positivos (nos ensaios numéricos) para valores negativos (nos ensaios experimentais) na deformação principal mínima, em que se regista um desvio de 400.01. No plano posterior do fémur, verifica-se um desvio de 572.67 nos valores de deformação principal mínima, sendo este o valor mais elevado obtido nesta região. No plano medial, o desvio é superior nos valores de deformação principal mínima, com um valor de 447.18. No plano anterior, obtém-se um desvio de 326.63 nos valores de deformação principal mínima. A tabela seguinte apresenta os desvios, em todas as regiões, para ambas as deformações principais.

Tabela 31 - Desvios entre valores numéricos e experimentais no ensaio D

Desvios							
	Roseta 1	Roseta 2	Roseta 3	Roseta 4	Roseta 5	Roseta 6	Roseta 7
ϵ_1	653.87	419.20	373.02	31.04	207.34	413.43	295.95
ϵ_3	81.79	1479.81	340.34	400.01	572.67	447.18	326.63

Foi elaborado, tal como nos casos anteriores, um gráfico de correlação, de modo a avaliar a comparabilidade entre os ensaios experimentais e numéricos, na posição D. O gráfico seguinte (fig. 47) apresenta os valores de deformação, bem como a linha de tendência linear associada.

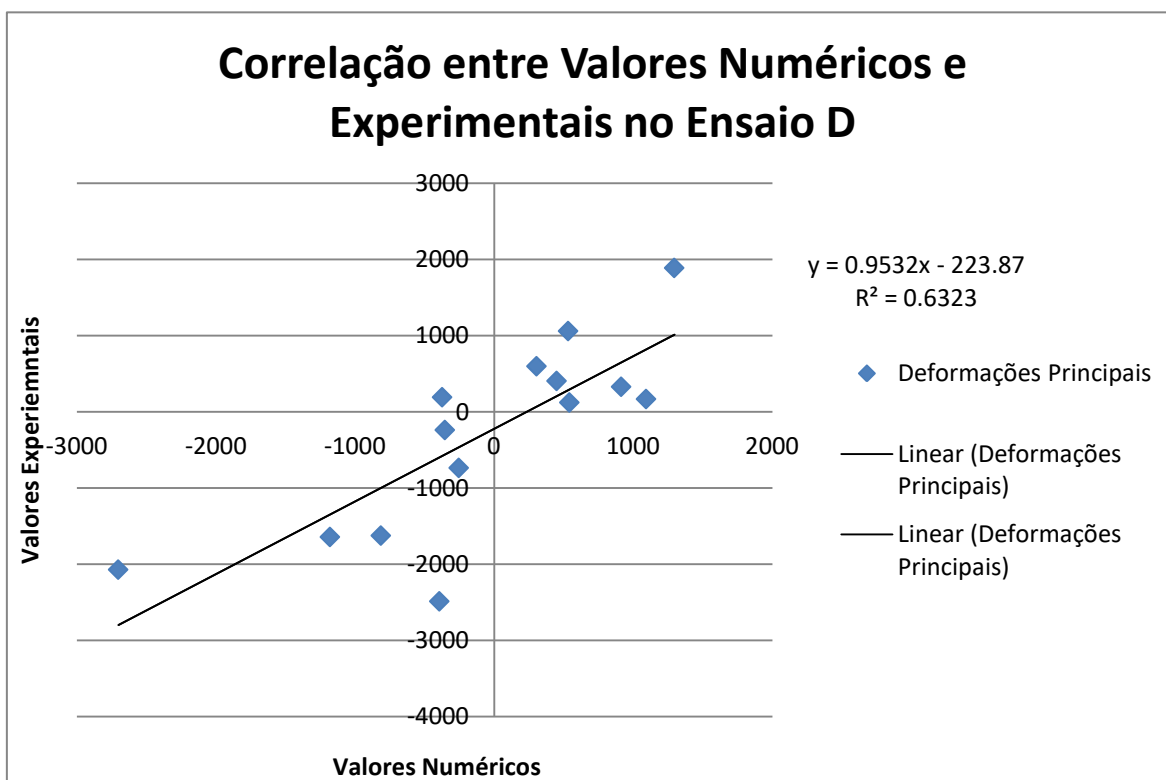


Figura 47 - Correlação entre valores numéricos e experimentais no ensaio D

Através do gráfico anterior, é possível verificar que o valor de R^2 é de 0.6323, sendo este valor o mais baixo de todos os ensaios analisados. Assim, observa-se que os valores experimentais e numéricos possuem uma correlação fraca, visto que R^2 apresenta um valor relativamente baixo e, a linha de tendência não passa no ponto de origem.

Após terem sido estudadas, todas as posições do componente acetabular, separadamente, elaborou-se um gráfico de correlação entre todos os valores obtidos numericamente e experimentalmente. O gráfico seguinte (fig. 48) apresenta todos os valores de deformação, bem como a linha de tendência linear associada.

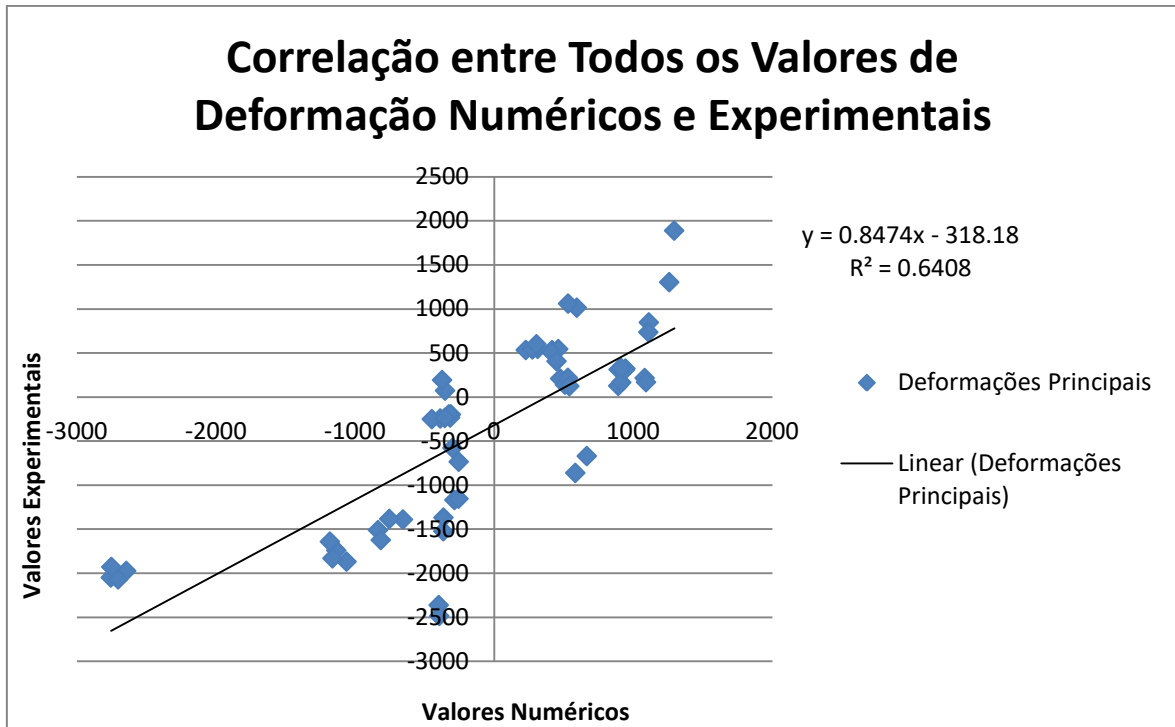


Figura 48 - Correlação entre Valores de Deformação Numéricos e Experimentais

Através do gráfico total, é possível verificar que o valor R^2 é de 0.6408 e, pode-se concluir que os valores das deformações principais obtidos experimentalmente e numericamente possuem uma correlação fraca. Isto pode dever-se ao facto dos ensaios numéricos terem uma precisão elevada e não terem fatores externos que possam influenciar os valores de deformação obtidos. Esses fatores podem ser:

- Possíveis desvios da posição do componente acetabular, durante a realização dos ensaios;
- Método de fixação do componente acetabular no modelo experimental;
- Possíveis falhas na leitura das rosetas.

No entanto, apesar dos valores possuírem uma correlação fraca, a partir dos valores de R^2 apresentados neste capítulo, é possível validar o modelo numérico utilizado neste trabalho. Assim, de seguida, serão analisadas deformações principais em regiões do modelo numérico, inacessíveis no modelo *in vitro*, consideradas críticas, ou seja, onde se registam valores de deformação mais elevados.

10. Resultados Numéricos

Após a validação do modelo numérico, analisou-se regiões inacessíveis no modelo *in vitro*, de modo a complementar a informação obtida neste trabalho. Neste caso, obtiveram-se valores de deformações principais na região adjacente do componente acetabular, no íliaco (fig. 49 à esquerda) e, no osso trabecular do colo femoral (fig. 49 à direita), nas diferentes posições do componente acetabular estudadas, visto que, segundo os registos ortopédicos, estas regiões representam locais de possíveis falhas da artroplastia resurfacing. De seguida, foram realizados gráficos radiais, nas regiões mencionadas anteriormente, para apurar a posição mais favorável, bem como o plano mais propício a falhas, ou seja, com valores de deformação mais elevados.

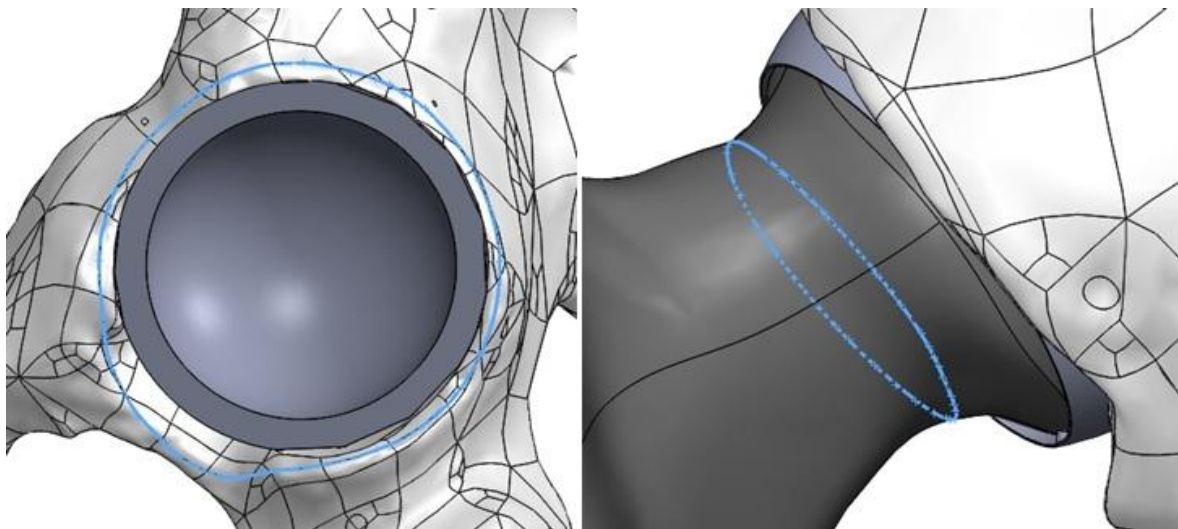


Figura 49 - Regiões estudadas no modelo numérico

A primeira análise foi feita na região adjacente do componente acetabular, através da variação das posições do componente acetabular mencionadas anteriormente. O gráfico radial seguinte (fig. 50) ilustra a influência da variação da posição do componente acetabular nas deformações principais máximas, ao longo da região analisada.

Deformações (ϵ_1) na região adjacente do acetábulo

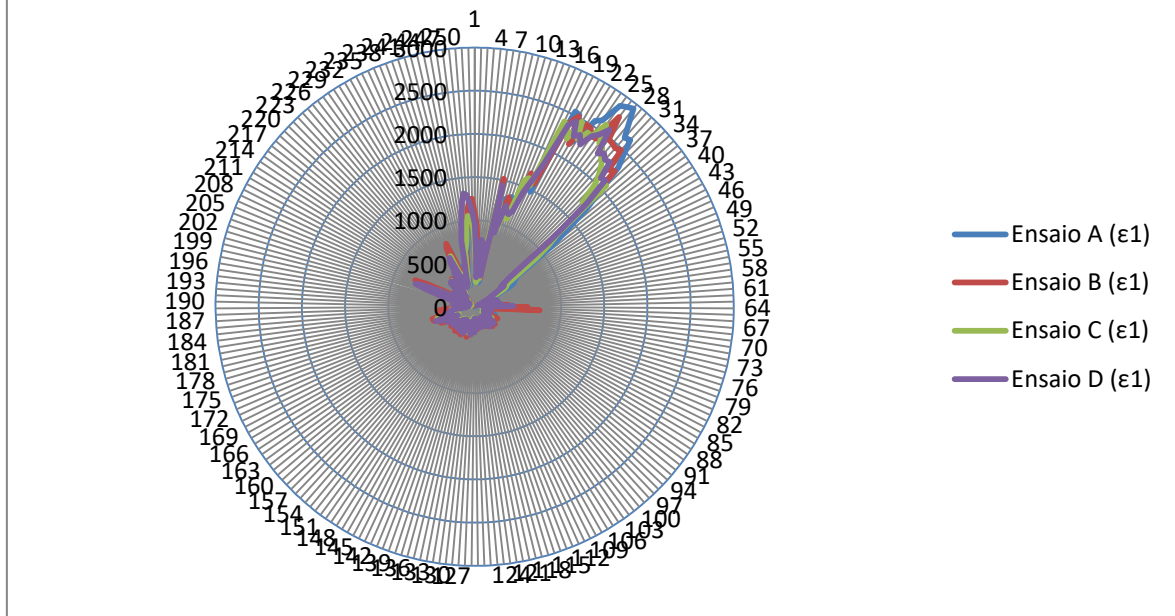


Figura 50 - Deformações principais máximas na região adjacente do acetábulo

Através do gráfico anterior, é possível verificar um pico evidente de deformações principais máximas entre a região anterior do plano frontal e a região anterior do plano sagital, relativamente às restantes regiões, para todas as posições analisadas do componente acetabular, sendo que o valor registado mais elevado é obtido no ensaio A, para um valor de 2942. Observa-se, também, que com o aumento, quer do ângulo de anteversão, quer do ângulo de inclinação, existe uma diminuição dos valores de deformação na região crítica.

Seguidamente, realizou-se a análise na mesma região do gráfico anterior, mas para as deformações principais mínimas. O gráfico radial seguinte (fig. 51) ilustra a influência da variação da posição do componente acetabular, relativamente às deformações principais mínimas.

Deformações (ϵ_3) na região adjacente do acetábulo

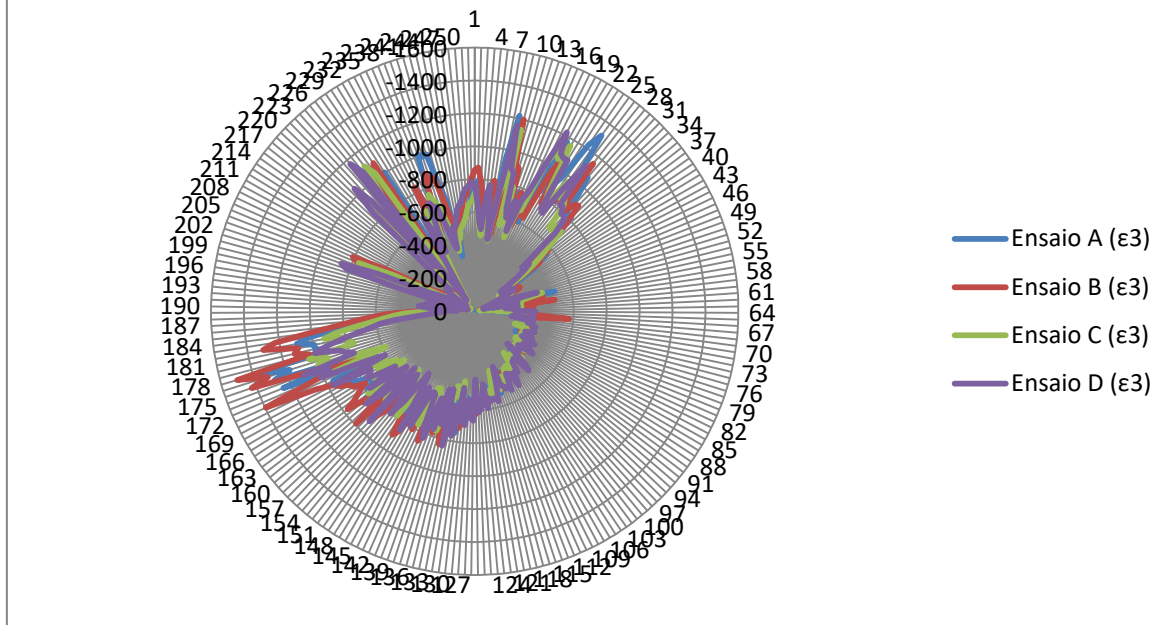


Figura 51 - Deformações principais mínimas na região adjacente do acetábulo

Através do gráfico anterior, relativamente às deformações principais mínimas, observa-se uma distribuição mais uniforme dos valores ao longo da região estudada, não existindo um pico tão evidente como para as deformações principais máximas. No entanto, os valores de deformação mais elevados encontram-se presentes entre a região anterior do plano frontal e a região anterior do plano sagital e entre a região posterior do plano frontal e a região posterior do plano sagital, sendo que é nesta última região que se regista o valor de deformação mais elevado, na posição B, com um valor de -1500. Quanto à variação dos valores de deformação com a variação da posição do componente acetabular, em ambas as regiões dos planos, verifica-se uma diminuição dos valores de deformação com o aumento do ângulo de inclinação e, com o aumento do ângulo de anteversão, verifica-se um aumento das deformações.

A segunda análise foi feita no osso trabecular do colo femoral, através da variação das posições do componente acetabular mencionadas anteriormente. O gráfico radial seguinte (fig. 52) ilustra a influência da variação da posição do componente acetabular nas deformações principais máximas, ao longo da região analisada.

Deformações (ϵ_1) no osso trabecular do colo femoral

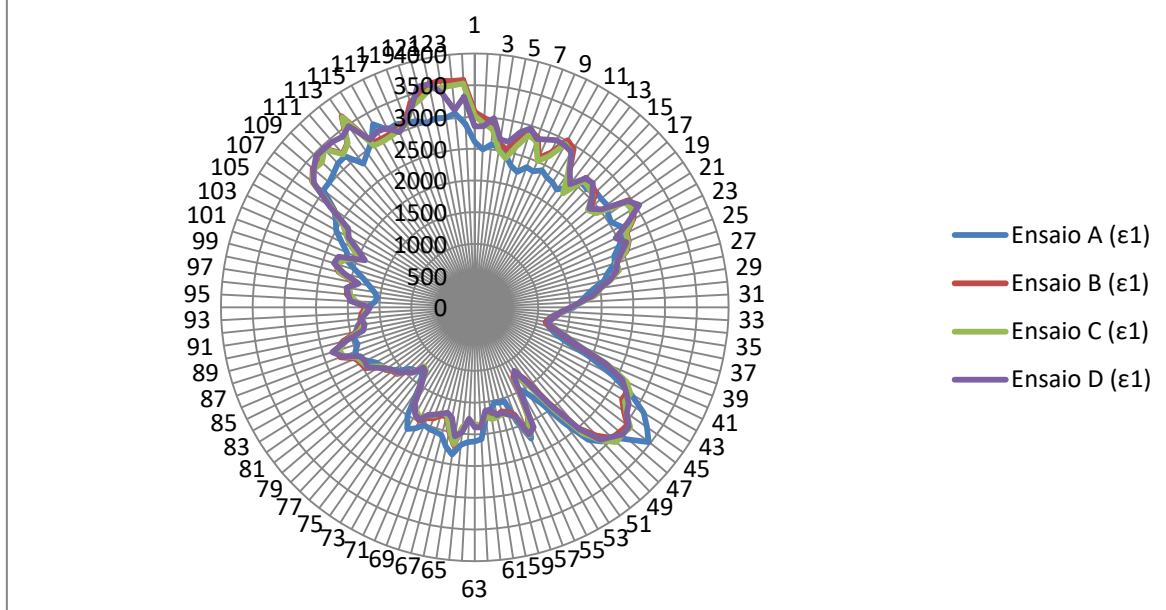


Figura 52 - Deformações principais máximas no osso trabecular do colo femoral

No gráfico da figura 52, relativamente às deformações principais máximas, verifica-se uma gama de valores bastante elevados, quer entre a região posterior do plano frontal e a região anterior do plano transversal, quer entre a região anterior do plano frontal e a região anterior do plano transversal. Por outro lado, regista-se um pico de valores de deformação entre a região anterior do plano frontal e a região posterior do plano transversal. A deformação principal máxima mais elevada regista-se na segunda região mencionada, com um valor de 3671 no ensaio B. Quanto à variação dos valores de deformação com a variação da posição do componente acetabular, nos últimos três ensaios, não se regista uma grande variação dos valores de deformação entre ensaios. No entanto, no ensaio A regista-se uma diminuição dos valores de deformação relativamente aos restantes ensaios na região anterior do plano transversal. Pelo contrário, no pico de deformação mencionado anteriormente, o valor mais elevado é registado no ensaio A, com um valor de 3467.

De seguida, realizou-se a análise na mesma região do gráfico anterior, mas para as deformações principais mínimas. O gráfico radial seguinte (fig. 53) ilustra a influência da variação da posição do componente acetabular, relativamente às deformações principais mínimas.

Deformações (ϵ_3) no osso trabecular do colo femoral

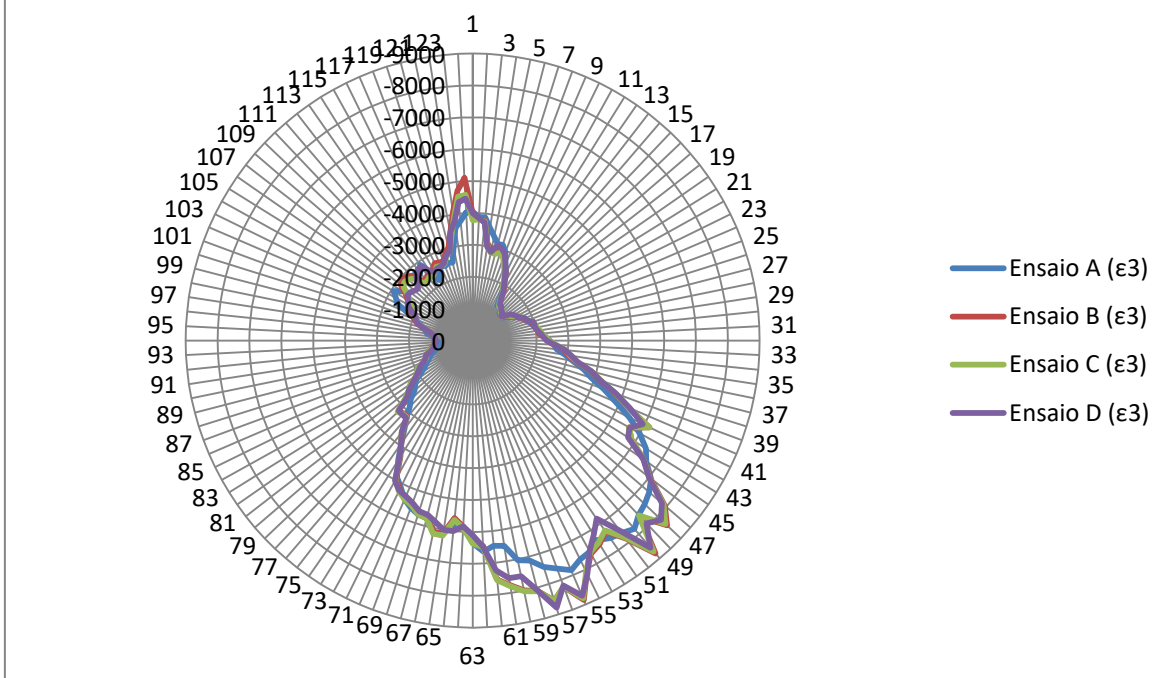


Figura 53 - Deformações principais mínimas no osso trabecular do colo femoral

Através do gráfico anterior, relativamente às deformações principais mínimas, é possível observar um pico evidente de deformações principais mínimas entre a região anterior do plano frontal e a região posterior do plano transversal, relativamente às restantes regiões, para todas as posições analisadas do componente acetabular, sendo que o valor registado mais elevado é obtido no ensaio B, para um valor de -8849. Observa-se, também, que com o aumento, quer do ângulo de anteversão, quer do ângulo de inclinação, existe uma diminuição dos valores de deformação na região crítica. Quanto à variação dos valores de deformação com a variação da posição do componente acetabular, nos últimos três ensaios, não se regista uma grande variação dos valores de deformação entre ensaios. No entanto, no ensaio A regista-se uma diminuição dos valores de deformação relativamente aos restantes ensaios.

11. Discussão dos Resultados Numéricos

11.1. Região adjacente do componente acetabular

Após a análise dos resultados obtidos, elaboram-se as conclusões que se podem retirar sobre a posição mais adequada do componente acetabular nas regiões estudadas no modelo numérico, tendo em conta os valores de deformação mais baixos. As conclusões serão retiradas, quer para as deformações principais máximas, quer para as deformações principais mínimas. Primeiramente, avaliou-se a região adjacente do componente acetabular.

Quanto às deformações principais máximas, é possível observar uma diminuição dos valores de deformação com o aumento de ambos os ângulos de anteversão e inclinação. Assim, os valores de deformação mais baixos encontram-se no ensaio D, ou seja, a posição mais favorável do componente acetabular é de 45° de inclinação e 20° de anteversão.

Quanto às deformações principais mínimas, verifica-se uma diminuição dos valores de deformação com o aumento do ângulo de inclinação e, com o aumento do ângulo de anteversão, verifica-se um aumento das deformações. Tendo isto em conta, pode-se assumir que, para as deformações principais mínimas, a posição mais favorável do componente acetabular foi testada no ensaio C, com uma inclinação de 45° e uma anteversão de 15°.

11.2. Osso trabecular do colo femoral

Finalmente, elaboram-se as conclusões que se podem retirar sobre a posição mais adequada do componente acetabular nas regiões estudadas no modelo numérico, para o osso trabecular do colo femoral. Tal como a região anterior, esta região será avaliada, quer para as deformações principais máximas, quer para as deformações principais mínimas.

Relativamente às deformações principais máximas, observa-se uma diferença de valores de deformação entre o ensaio A e os restantes ensaios realizados, sendo este o que apresenta valores de deformação mais reduzidos, comparativamente aos três ensaios posteriores. Assim, a posição mais favorável do componente acetabular é de 40° de inclinação e 15° de anteversão.

Relativamente às deformações principais mínimas, tal como nas deformações principais máximas, verifica-se que, no ensaio A, regista-se valores de deformação mais baixos do que nos restantes ensaios, havendo entre estes uma diferença pouco

significativa. Assim, é no ensaio A que se encontra a posição do componente acetabular mais favorável, no osso trabecular do colo femoral, com uma inclinação de 40° e uma anteversão de 15° .

12. Conclusões

Com este trabalho, foi possível apurar a posição mais favorável, para que a deformação do íliaco e do fêmur, na região da implantação da prótese *resurfacing* da anca fosse mais baixo, ou seja, para que a transferência de carga fosse o mais uniforme possível em toda a região.

Concluiu-se, através do modelo *in vitro* estudado na primeira parte deste trabalho, que o ângulo de anteversão mais adequado, para uma transferência de carga mais uniforme, ou seja, com valores de deformação mais reduzidos na maioria das regiões é o mais baixo, isto é, o ângulo de 15°. Em relação ao ângulo de inclinação, concluiu-se que o ângulo de inclinação não influencia muito a variação da deformação, visto que, para umas regiões o mais indicado é de 40° e, para outras, é de 45°. Assim, o ângulo de anteversão é mais relevante e tem mais influência no estudo das transferências de carga, nas regiões onde as rosetas foram colocadas.

Concluiu-se, também, através de gráficos de correlação entre os resultados obtidos no modelo *in vitro* e no modelo numérico, que existe uma correlação, porém fraca entre os modelos estudados, possivelmente devido a desvios do componente acetabular na aplicação da carga, devido à não fixação do mesmo, de modo a possibilitar o seu reposicionamento, falhas na leitura das deformações pelas rosetas. Assim, confirmou-se a validação do modelo numérico, podendo-se passar à etapa seguinte do trabalho, que consistiu na obtenção de valores de deformação em regiões de difícil acessibilidade no modelo *in vitro*, sendo as regiões escolhidas, as de maior risco, tendo em conta os registos ortopédicos.

No modelo numérico, as regiões de análise escolhidas foram a região adjacente do componente acetabular e o osso trabecular do colo femoral. Na primeira região, tanto para as deformações principais máximas como para as mínimas, concluiu-se que o ângulo de inclinação mais indicado para uma transferência de carga mais uniforme é de 45°. No entanto, para o ângulo de anteversão mais indicado, este depende das deformações em questão, visto que, para as deformações principais máximas, o ângulo mais indicado é de 20° e, para as deformações principais mínimas, o ângulo mais favorável para valores de deformação mais baixo é de 15°. Na segunda região, onde ocorrem a maioria das fraturas, segundo os registos ortopédicos, concluiu-se que, para ambas as deformações principais, o ângulo de inclinação mais favorável é de 40° e, relativamente à anteversão, o ângulo mais favorável é de 15°.

12.1. Futuros desenvolvimentos

Com os resultados obtidos neste trabalho, bem como as conclusões retiradas, existem ainda aspetos que podem ser continuados, nomeadamente no modelo *in vitro*, obtendo ainda mais informação para este trabalho. Assim sendo, sugere-se:

- A colocação de mais rosetas no modelo *in vitro*, de modo a obter valores de deformação em mais regiões;
- O ajuste do componente acetabular, para que se possam realizar ensaios em diferentes posições do componente acetabular, quer alterando a inclinação como a anteversão;
- A realização dos ensaios *in vitro* através de um modelo que contenha, para além dos modelos ósseos, componentes musculares e tendões que a articulação da anca abrange;
- A aplicação dessas mesmas alterações no modelo numérico;
- A exploração das razões da existência da correlação fraca entre os modelos *in vitro* e numérico.

13. Bibliografia

- [1] T. Atasei, L. G. Gruionu, V. Mises, and I. Hip, "a Computational Method for Stress Analysis in Hip Resurfacing," *UPB Sci. Bull. Ser. D Mech. Eng.*, vol. 73, no. 3, pp. 195–200, 2011.
- [2] T. A. Kalteis, M. Handel, B. Herbst, J. Grifka, and T. Renkawitz, "In Vitro Investigation of the Influence of Pelvic Tilt on Acetabular Cup Alignment," *J. Arthroplasty*, vol. 24, no. 1, pp. 152–157, 2009.
- [3] G. Tortora and B. Derrickson, *Introduction to the Human Body*. 2012.
- [4] D. P. Byrne, K. J. Mulhall, and J. F. Baker, "Anatomy & Biomechanics of the Hip," *Open Sport. Med. J.*, vol. 4, no. 1, pp. 51–57, Jan. 2010.
- [5] J. W. Thomas Byrd, Ed., *Operative Hip Arthroscopy*. New York: Springer-Verlag, 2005.
- [6] F. Traina, M. De Fine, and S. Affatato, *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints*. Elsevier Science, 2012.
- [7] J. Callaghan, A. Rosenberg, and H. Rubas, *The Adult Hip*. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [8] N. W. Rydell, "Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living persons.," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 37, p. Suppl 88:1-132, Jan. 1966.
- [9] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, and G. N. Duda, "Hip contact forces and gait patterns from routine activities.," *J. Biomech.*, vol. 34, no. 7, pp. 859–71, Jul. 2001.
- [10] G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlmann, "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients.," *J. Biomech.*, vol. 26, no. 8, pp. 969–90, Aug. 1993.
- [11] G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlmann, "Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants?," *J. Biomech.*, vol. 28, no. 5, pp. 535–53, May 1995.
- [12] G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlmann, "Hip joint contact forces during stumbling.," *Langenbecks. Arch. Surg.*, vol. 389, no. 1, pp. 53–9, Feb. 2004.
- [13] E. Vingard, L. Alfredsson, and H. Malchau, "Osteoarthritis of the hip in women and its relation to physical load at work and in the home," *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 56, no. 5, pp. 293–298, May 1997.
- [14] S. Jacobsen, S. Sonne-Holm, K. Søballe, P. Gebuhr, and B. Lund, "Radiographic case definitions and prevalence of osteoarthritis of the hip: a survey of 4 151 subjects in the Osteoarthritis Substudy of the Copenhagen City Heart Study.," *Acta*

- Orthop. Scand.*, vol. 75, no. 6, pp. 713–20, Dec. 2004.
- [15] A. I. Stavarakis, N. F. SooHoo, and J. R. Lieberman, “A comparison of the incidence of complications following total hip arthroplasty in patients with or without osteonecrosis.,” *J. Arthroplasty*, vol. 30, no. 1, pp. 114–7, Jan. 2015.
- [16] B. D. Mulliken, D. L. Renfrew, R. A. Brand, and C. G. Whitten, “The prevalence and natural history of early osteonecrosis (ON) of the femoral head.,” *Iowa Orthop. J.*, vol. 14, pp. 115–9, Jan. 1994.
- [17] C. G. Ramos, M. D. Alves, R. Pires dos Santos, D. Falci, and L. Z. Goldani, “Chronic slowly progressive monoarthritis tuberculosis of the hip without systemic symptoms mimicking osteoarthritis: a case report.,” *Cases J.*, vol. 2, no. 1, p. 6457, Jan. 2009.
- [18] H. Watts and R. Lifeso, “Tuberculosis of Bones and Joints,” *J. Bone Jt. Surg.*, 1996.
- [19] H. Amarasekera, “Surgical Approaches to the Hip Joint and the It ’ s Clinical Implications in Adult Hip Arthroplasty,” pp. 3–20.
- [20] S. Kreuzer, K. Leffers, and S. Kumar, “Direct anterior approach for hip resurfacing: surgical technique and complications.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 469, no. 6, pp. 1574–81, Jul. 2011.
- [21] J. Pritchett, “Metallosis of the Resurfaced Hip,” pp. 1–11, 2010.
- [22] P. Roberts, P. Grigoris, H. Bosch, and N. Talwaker, “(iii) Resurfacing arthroplasty of the hip,” *Curr. Orthop.*, vol. 19, no. 4, pp. 263–279, Aug. 2005.
- [23] K. Smet, P. Campbell, and C. Straeten, *The Hip Resurfacing Handbook: A Practical Guide to the Use and Management of Modern Hip Resurfacings*. Elsevier Science, 2013.
- [24] W. A. Hodge and S. M. Fitts, “Hip Resurfacing: A Fair and Balanced Review,” *Semin. Arthroplasty*, vol. 17, no. 2, pp. 35–41, Jun. 2006.
- [25] W. Law, “Post-Operative Study of Vitallium Mould Arthroplasty of the Hip Joint,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 30 B, 1948.
- [26] G. Garellick, C. Rogmark, J. Kärrholm, and O. Rolfson, *The Swedish Hip Arthroplasty Register 2012*. 2012.
- [27] D. of O. S. Helse Bergen HF, *Annual Report 2010*, no. June. 2010.
- [28] N. Wishart, R. Beaumont, E. Young, V. McCormack, and M. Swanson, “11th Annual Report,” *Natl. Jt. Regist.*, no. December 2013, p. 135, 2014.
- [29] A. J. R. Registry, “Annual Report 2013,” *Ajrr*, 2014.
- [30] A. Rothwell, T. Hobbs, C. Frampton, P. Armour, D. Muir, and K. Mohammed, “The New Zealand Joint Registry: Fifteen Year Report, January 1999 to December

- 2013,” no. January 1999, pp. 1–164, 2014.
- [31] J. Ribeiro, C. Dias, and M. Tapadinhas, “2º Relatório Anual 2010-2011,” p. 182, 2011.
- [32] L. Cristofolini, P. Erani, P. Savigni, T. Grupp, O. Thies, and M. Viceconti, “Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: A comparative in vitro study,” *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 4, pp. 410–421, 2007.
- [33] S. A. Maher and P. J. Prendergast, “Discriminating the loosening behaviour of cemented hip prostheses using measurements of migration and inducible displacement,” *J. Biomech.*, vol. 35, no. 2, pp. 257–265, 2002.
- [34] F. H. (Frank H. Netter, *Atlas de Anatomia Humana*. Artmed, 2003.
- [35] A. Ramos, R. J. Duarte, C. Relvas, A. Completo, and J. A. Simões, “The influence of acetabular bone cracks in the press-fit hip replacement: Numerical and experimental analysis,” *Clin. Biomech.*, vol. 28, no. 6, pp. 635–641, 2013.
- [36] C. P. Neu, K. Komvopoulos, and A. H. Reddi, “The interface of functional biotribology and regenerative medicine in synovial joints.,” *Tissue Eng. Part B. Rev.*, vol. 14, no. 3, pp. 235–47, Sep. 2008.