



**Carlos Emanuel
Guedes Almeida**

**Análise comparativa de hastes longas vs hastes
curtas na artroplastia da anca**



**Carlos Emanuel
Guedes Almeida**

**Análise comparativa de hastes longas vs hastes
curtas na artroplastia da anca**

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

O júri / The jury

Presidente / President

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor Auxiliar C/ Agregação, Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões
Equiparado a Professor Coordenador C/ Agregação, Esad – Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos (Arguente principal)

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro (Orientador)

agradecimentos

Ao meu orientador, Professor António Manuel Ramos por todo o apoio prestado ao longo da realização desta dissertação, pela motivação depositada e pelos ensinamentos transmitidos.

Aos meus pais, gostaria de fazer um agradecimento especial pela dedicação e apoio que prestaram ao longo da minha vida e por me permitirem a uma formação académica essencial para o resto da minha vida.

À minha namorada, também deixo um agradecimento especial por tudo que tem feito por mim ao longo desta caminhada, sempre presente nos momentos bons e maus, através da dedicação, apoio e carinho prestados.

Por fim agradeço aos meus companheiros de curso em especial ao Rafael Ferreira, Tiago Rodrigues, Fábio Damas, Miguel Santos e Flávia Gonçalves pelos momentos proporcionados nestes 5 anos.

palavras-chave

Artroplastia, Prótese da anca, haste curta, haste convencional, modelos numéricos

resumo

A articulação da anca é das articulações mais importantes presentes no corpo humano, devido em especial às cargas envolvidas na mesma, que a tornam interesse de estudo. No entanto estão associadas a esta articulação diversas anomalias resultantes de patologias, levando à necessidade de uma intervenção cirúrgica. Esta intervenção tem por meio a substituição total da articulação por artefactos protésicos como componentes femoral e acetabular. Nos componentes femorais existe uma grande variedade de próteses, em termos de tamanhos e geometrias, o que altera o comportamento do fêmur com a sua implantação.

Com esta constatação, a presente dissertação tem como objetivo a realização de uma análise comparativa entre hastes curtas e hastes longas na artroplastia da anca. Esta avaliação tem por meio verificar qual dos implantes reproduz um comportamento mecânico mais similar com o obtido no osso intacto. Foram assim escolhidos três componentes para a realização deste estudo comparativo, dois com hastes curtas de geometrias distintas e uma haste longa. Numa primeira fase foram desenvolvidos os modelos geométricos de cada implante através de programas de modelação 3D. Para além dos modelos protésicos, também foi obtido um modelo geométrico do fêmur intacto com o intuito de servir de meio comparativo na análise dos modelos implantados. Após a obtenção dos modelos geométricos, passou-se para a definição dos respetivos modelos numéricos através da utilização do Método dos Elementos Finitos. Com este pressuposto realizou-se o estudo de duas situações reais, uma situação de imediato pós-operatório e uma outra em que houve osseointegração na interface implante-osso, simulando assim um estado de médio-longo prazo de pós-operatório.

Dos resultados obtidos foi possível verificar que as hastes curtas se aproximam mais do comportamento do osso intacto, no entanto observaram-se regiões com probabilidade de ocorrência de falha mecânica por fadiga devido a um acumular de deformações elevadas com maior incidência para o aspeto medial do fêmur. No caso da haste longa, os resultados indicaram que no aspeto medial ocorre uma redução das deformações no osso cortical, pelo que daqui se concluiu que esta é uma zona onde existe forte *stress-shielding*, reduzindo a densidade óssea que leva a falência do componente. Resultados semelhantes foram observados através do estudo de casos clínicos associados às próteses curtas e longa, o que permitiu concluir uma boa correlação dos resultados obtidos.

keywords

Arthroplasty, hip prosthesis, short stem, long stem, numeric models

abstract

The hip joint is one of the most important joints in the human body, due to the loads involved in it, which make it an interesting subject of study. However, several anomalies resulting from pathologies are associated with this joint, leading to the need for surgical intervention. This intervention consists in a total joint replacement by prosthesis, like femoral and acetabular components. There is a great variety in the femoral components of prostheses, in terms of size and geometry, which changes the femur behaviour with its implantation.

With this finding, this dissertation aims to perform a comparative analysis between short stems and long stems in hip arthroplasty. This evaluation aims to verify which of the implants reproduces a mechanical behaviour more similar to the one obtained in the intact bone. Three components were chosen for this comparative study, two with short stems of different geometries and one long stem. Initially, the geometric models of each implant were developed through 3D modelling programs. In addition to the prosthetic models, a geometric model of the intact femur was also obtained to serve as a comparative in the analysis of the implanted models. After obtaining the geometric models, the definition of the respective numerical models was made using the Finite Element Method. With this assumption, the study of two real situations was carried out, one in a postoperative scenario, and another one in which there was osseointegration at the implant-bone interface, thus simulating a mid-long-term postoperative state. From the obtained results it was possible to verify that the short stems are closer to the behaviour of the intact bone, however, we observed regions with probability of occurrence of mechanical failure due to fatigue, due to an accumulation of high deformations, with greater incidence for the medial region of the femur.

In the case of the long stem, the results indicated that in the medial region of the femur a reduction of the deformations in the cortical bone occurs, reason why it was concluded that this is a zone where there is a strong stress-shielding effect, reducing the bone density, which leads to the failure of the component. Similar results were observed through the study of clinical cases associated with short and long prostheses, which allowed to conclude a good correlation of the obtained results.

Índice

| | |
|---|-----|
| Lista de figuras..... | iii |
| Lista de Tabelas | vii |
| Lista de Abreviaturas..... | ix |
| Capítulo 1 - Introdução | 1 |
| 1.1 Enquadramento | 1 |
| 1.2 Objetivos..... | 1 |
| 1.3 Organização | 2 |
| Capítulo 2 - Articulação da anca..... | 3 |
| 2.1 Anatomia | 3 |
| 2.1.1 Estrutura óssea..... | 3 |
| 2.1.2 Ligamentos da articulação da anca | 4 |
| 2.1.3 Estrutura muscular | 5 |
| 2.2 Biomecânica..... | 7 |
| 2.3 Patologias | 10 |
| Capítulo 3 - Artroplastia..... | 13 |
| 3.1 Elementos de uma prótese total da anca..... | 14 |
| 3.1.1 Artroplastia cimentada | 16 |
| 3.1.1.1 Tipos de Próteses Cimentadas | 18 |
| 3.1.1.2 Interface Implante-Cimento | 20 |
| 3.1.1.3 Interface Cimento-Osso | 21 |
| 3.1.1.4 Vantagens e desvantagens na artroplastia cimentada..... | 21 |
| 3.1.2 Artroplastia não cimentada | 22 |
| 3.1.2.1 Vantagens e desvantagens da Artroplastia não cimentada..... | 24 |
| 3.2 Resurfacing | 25 |
| 3.3 Próteses com haste curta | 27 |
| 3.3.1 Evolução das próteses curtas..... | 32 |
| 3.3.2 Tipos de próteses curtas..... | 35 |
| 3.3.2.1 Estabilização na cabeça femoral..... | 38 |
| 3.3.2.2 Estabilização no pescoço femoral..... | 38 |
| 3.3.2.3 Estabilização na Metáfise | 47 |
| 3.4 Materiais utilizados na Artroplastia | 52 |
| 3.4.1 Materiais Metálicos | 52 |
| 3.4.2 Materiais Poliméricos..... | 54 |
| 3.4.3 Materiais Cerâmicos..... | 54 |
| 3.4.4 Materiais Compósitos..... | 55 |
| 3.5 Abordagens Cirúrgicas | 56 |
| 3.5.1 Complicações Pós-Operativas | 58 |

| | |
|--|-----|
| Capítulo 4 - Taxas de Sucesso na Artroplastia da Anca | 59 |
| Capítulo 5 - Desenvolvimento de Modelos de próteses | 65 |
| 5.1 Escolha das Próteses para estudo | 65 |
| 5.2 Artroplastias das respectivas hastes..... | 66 |
| 5.3 Modelos CAD | 69 |
| 5.4 Implantação dos modelos no fémur | 71 |
| Capítulo 6 - Estudo numérico de comparação entre haste curta e haste longa | 75 |
| 6.1 Materiais e métodos | 75 |
| 6.2 Resultados dos modelos numéricos e discussão | 80 |
| 6.2.1 Modelo longo prazo..... | 80 |
| 6.2.1.1 Resultados obtidos no osso cortical | 80 |
| 6.2.1.2 Resultados na interface implante-osso..... | 84 |
| 6.2.2 Modelo Pós-Operatório..... | 89 |
| 6.2.2.1 Resultados no Osso cortical | 90 |
| 6.2.2.2 Resultados na interface implante-osso..... | 94 |
| 6.2.2.3 Micromovimentos | 99 |
| Capítulo 7 - Correlação dos resultados numéricos com resultados clínicos e experimentais ... | 103 |
| Capítulo 8 - Conclusões | 107 |
| Trabalhos Futuros..... | 107 |
| Referências Bibliográficas | 109 |

Lista de figuras

| | |
|--|----|
| Figura 2.1 - Estrutura anatómica da articulação da anca [4]. | 4 |
| Figura 2.2 - Vista Anterior e Posterior dos ligamentos da anca [5]. | 4 |
| Figura 2.3 - Músculos principais do movimento de flexão [1]. | 5 |
| Figura 2.4 - Músculos principais no movimento de extensão [1]. | 5 |
| Figura 2.5 - Músculos glúteos (grande, médio e pequeno respectivamente) [1]. | 6 |
| Figura 2.6 - Músculos do movimento de adução [1]. | 6 |
| Figura 2.7 - Músculos do movimento de rotação [1]. | 6 |
| Figura 2.8 - Movimentos da articulação da anca nos planos Sagital, Frontal e Transverso [1]. | 7 |
| Figura 2.9 - a) Coxa normal; b) Coxa vara; c) Coxa valga [2]. | 8 |
| Figura 2.10 - Ângulo de anteversão [6]. | 8 |
| Figura 2.11 - Forças e momentos atuantes na articulação da anca em condição estática [1]. | 9 |
| Figura 2.12 - Forças resultantes na articulação da anca para diversas atividades ao longo do ciclo de marcha [7]. | 9 |
| Figura 2.13 - Osteoartrite da articulação da anca [8]. | 10 |
| Figura 2.14 - Necrose avascular da cabeça do fêmur [9]. | 11 |
| Figura 2.15 - Fratura da cabeça femoral [10]. | 11 |
| Figura 3.1 - Procedimento cirúrgico da artroplastia da anca [23]. | 14 |
| Figura 3.2 - Componentes da prótese da articulação da anca [8]. | 15 |
| Figura 3.3 - Prótese monobloco; Prótese modular [24][25]. | 15 |
| Figura 3.4 - Prótese cimentada e as interfaces implante-cimento e cimento-osso [33]. | 17 |
| Figura 3.5 - Componentes femorais, a) Charnley, b) Lubinus, c) Exeter (Adaptado de [34])[24][35]. | 19 |
| Figura 3.6 - Geometrias das próteses não cimentadas (Adaptado de [43]). | 23 |
| Figura 3.7 - Prótese utilizada numa artroplastia de Resurfacing [22][48]. | 26 |
| Figura 3.8 - Próteses curtas existentes de diversos fabricantes; a) Just; b) Proxima; c) Silent Hip; d) CUT; e) CFP; f) Mayo; g) Fitmore; h) Corin Mini-Hip; i) Metha; j) Biomet Microplasty; k) Collo-Mis [15]. | 28 |
| Figura 3.9 - Prótese Thust-Plate [65][66]. | 32 |
| Figura 3.10 - Prótese de Retenção do pescoço femoral de Freeman. À esquerda prótese cimentada e à direita prótese não cimentada [66]. | 33 |
| Figura 3.11 - Esquerda: prótese Biodynamic, Direita: prótese CFP [66]. | 33 |
| Figura 3.12 - Prótese Mayo [60]. | 34 |
| Figura 3.13 - a) Prótese localizada na cabeça femoral, b) Prótese localizada no pescoço femoral, c) prótese localizada na metáfise, d) prótese localizada na metáfise/diáfise [50][69]. | 35 |
| Figura 3.14 - Esquerda: níveis de osteotomia para os diferentes tipos de próteses femorais; Direita: Zonas de distribuição de tensões de acordo com a zona de fixação das próteses (Adaptado de [50]). | 36 |
| Figura 3.15 - Zonas de classificação do JISRF [52]. | 37 |
| Figura 3.16 - Prótese BMHR (Birmingham System, Smith and Nephew) [52][70]. | 38 |
| Figura 3.17 - Orientação dos Padrões trabeculares originados pelas cargas naturais [66]. | 39 |
| Figura 3.18 - Prótese CFP [71]. | 39 |
| Figura 3.19 - Complicações evidenciadas pela prótese CFP [52]. | 40 |
| Figura 3.20 - a) Prótese MAS; b) Prótese Apex ARC; c) Prótese TSI monobloco; d) Prótese TSI modular [52]. | 41 |
| Figura 3.21 - Remodelação óssea observada na região calcar na prótese MAS [72]. | 42 |
| Figura 3.22 - Prótese Corin Mini-Hip [52][74]. | 42 |
| Figura 3.23 - Radiografia da localização da prótese Nanos e seu aspeto [52][75]. | 43 |
| Figura 3.24 - Radiografia mostrando o posicionamento da prótese Proxima e o nível de corte da cabeça femoral [52][60]. | 44 |
| Figura 3.25 - Diversos modelos da Prótese reta, a) Spiron; b) TSI; c) Primoris; d) Silent Hip; e) CUT [52][70]. | 45 |
| Figura 3.26 - Prótese CUT [70]. | 46 |
| Figura 3.27 - Prótese Spiron e respetiva radiografia [52][70]. | 46 |

| | |
|---|----|
| Figura 3.28 - Prótese Silent Hip [70]. | 47 |
| Figura 3.29 - a) Tri-Lock; b) Taperlock Microplasty; c) Mayo; d) Metha; e) ABG II; f) Balance Microplasty; g) ACCOLADE II; h) Revelation microMAX [52][70]. | 48 |
| Figura 3.30 - Prótese Tri-Lock de preservação óssea [78]. | 49 |
| Figura 3.31 - Observação da evolução radiográfica ao longo do tempo de observação para a prótese Taperlock Microplasty [79]. | 49 |
| Figura 3.32 - Radiografia dos diversos estágios de observação da prótese Metha [80]. | 50 |
| Figura 3.33 - Diferentes configurações dos componentes para a superfície articular da anca [84]. | 55 |
| Figura 3.34 - Diferentes abordagens cirúrgicas da artroplastia da anca [85]. | 56 |
| Figura 3.35 - Representação esquemática das abordagens cirúrgicas [20]. | 57 |
| Figura 4.1 - Percentagem das diversas artroplastias da anca ao longo dos anos (Adaptado de [86]). | 59 |
| Figura 4.2 - Método de fixação para pacientes com idade inferior a 65 anos [12]. | 62 |
| Figura 4.3 - Método de fixação para pacientes com idade entre 65 e 75 anos [12]. | 62 |
| Figura 4.4 - Método de fixação para pacientes com idade superior a 75 anos [12]. | 62 |
| Figura 4.5 - a) Gráfico com as taxas de sucesso de acordo com o método de fixação; b) Taxas de sucesso da fixação cimentada para diversas fchas etárias; c) Taxas de sucesso da fixação não cimentada para diversas fchas etárias (Adaptado de [12]). | 63 |
| Figura 5.1 - Prótese Corail, Depuy [88]. | 65 |
| Figura 5.2 – Esquerda: Silent Hip; Direita: Proxima, Depuy [52][91]. | 66 |
| Figura 5.3 - Nível de osteotomia do pescoço femoral para as hastes, a) Silent Hip; b) Proxima; c) Corail. [92][93][94]. | 67 |
| Figura 5.4 - Procedimento cirúrgico para a Artroplastia para a haste Proxima [92]. | 67 |
| Figura 5.5 - Procedimento cirúrgico para a Artroplastia para a haste Corail [88][93]. | 68 |
| Figura 5.6 - Técnica “Round The Corner” [92]. | 68 |
| Figura 5.7 - Procedimento cirúrgico para a Artroplastia para a haste Silent Hip [94]. | 69 |
| Figura 5.8 - Modelo CAD da haste Silent Hip. | 70 |
| Figura 5.9 – Geometria e modelação da haste Corail [93]. | 70 |
| Figura 5.10 - Modelação da haste Proxima. | 71 |
| Figura 5.11 - Modelo CAD da região proximal do fémur. | 72 |
| Figura 5.12 - Radiografia e Implantação da haste Silent Hip no modelo femoral. | 73 |
| Figura 5.13 - Radiografia e Implantação da haste Proxima. | 73 |
| Figura 5.14 - Radiografia e Implantação da haste Corail no fémur. | 73 |
| Figura 6.1 - Orientação e localização das forças no fémur. | 76 |
| Figura 6.2 - Variáveis geométricas consideradas na correção das forças. [19]. | 77 |
| Figura 6.3 – Criação da malha de elementos finitos. A) Fémur intacto; B) Silent Hip; C) Proxima; D) Corail. | 80 |
| Figura 6.4 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto anterior. | 81 |
| Figura 6.5 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto lateral. | 82 |
| Figura 6.6 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto medial. | 83 |
| Figura 6.7 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto posterior. | 84 |
| Figura 6.8 - Deformações principais máxima e mínimas na interface implante-osso para a haste Silent Hip. | 85 |
| Figura 6.9 - Deformação principal máxima na interface implante-osso para a haste Proxima. | 86 |
| Figura 6.10 - Deformação principal máxima e mínimas na interface implante-osso para a haste Corail. | 87 |
| Figura 6.11 - Deformações principais máximas; a) Fémur intacto; b) Haste Silent; c) Haste Proxima; d) Haste Corail. | 88 |
| Figura 6.12 - Deformações principais mínimas; a) Fémur intacto; b) Haste Silent; c) Haste Proxima; d) Haste Corail. | 89 |
| Figura 6.13 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto anterior. | 91 |
| Figura 6.14 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto lateral. | 92 |
| Figura 6.15 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto medial. | 93 |
| Figura 6.16 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto posterior. | 93 |

| | |
|---|-----|
| Figura 6.17 - Deformações principais máxima e mínimas na interface da haste Silent Hip. | 95 |
| Figura 6.18 - Deformações principais máxima e mínimas na interface da haste Proxima. | 96 |
| Figura 6.19 - Deformação principal máxima na interface da haste Corail. | 97 |
| Figura 6.20 - Deformações principais máximas; a) modelo intacto; b) haste Silent; c) haste Proxima; d) haste Corail..... | 98 |
| Figura 6.21 - Deformações principais mínimas; a) modelo intacto; b) haste Silent; c) haste Proxima; d) haste Corail..... | 98 |
| Figura 6.22 - Micromovimentos dos diferentes modelos protésicos no aspeto anterior..... | 99 |
| Figura 6.23 - Micromovimentos dos diferentes modelos protésicos no aspeto medial. | 101 |
| Figura 7.1 - Radiografia da haste Proxima, 3 anos pos-operatório onde é visível o arredondamento da região calcar [98]. | 104 |
| Figura 7.2 - Radiografia da haste Corail, (b) pós-operatório; (c,d,e) Visualização de reabsorção óssea na região proximal do fémur [69]. | 105 |

Lista de Tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 2.1 - Principais movimentos exercidos pelos músculos da anca [3]. | 7 |
| Tabela 2.2 - Percentagem das patologias mais incidentes na artroplastia da anca em diversos países [11][12][13][14]. | 11 |
| Tabela 3.1 - Indicações e Contraindicações para artroplastia de resurfacing [18][22]. | 26 |
| Tabela 3.2 - Vantagens e desvantagens da Artroplastia por Resurfacing [22]. | 26 |
| Tabela 3.3 - Comprimento de vários tipos de próteses curtas. (adaptado de [51]). | 28 |
| Tabela 3.4 - Resultados clínicos referentes a cada tipo de prótese. | 51 |
| Tabela 3.5 - Quadro resumo das vantagens/desvantagens de cada abordagem [59][85]. | 57 |
| Tabela 4.1 - Número de Artroplastias nos Estados Unidos por ano (Adaptado de [13]). | 60 |
| Tabela 5.1 - Tamanhos correspondentes à haste convencional Corail, Depuy (Adaptado [93]). | 70 |
| Tabela 6.1 - Propriedade dos materiais utilizados nos modelos numéricos | 75 |
| Tabela 6.2 - Intensidade das forças nas diferentes direções [19]. | 76 |
| Tabela 6.3 - Dimensões geométricas de cada modelo. | 77 |
| Tabela 6.4 - Intensidade das forças de contacto e abdutores nos modelos implantados. | 78 |
| Tabela 6.5 - Número de elementos e nós em cada modelo na situação de osseointegração. | 79 |
| Tabela 6.6 - Número de elementos e nós em cada modelo na situação de pós-operatório. | 79 |
| Tabela 6.7 - Número de Elementos e Nós aplicados ao modelo do fémur intacto. | 79 |

Lista de Abreviaturas

| | |
|--------|--|
| ABD | Abdutores |
| BMHR | <i>Birmingham Mid Head Resection</i> |
| CFP | <i>Collum Femoris Preserving Stem</i> |
| FC | Força de contacto |
| HHS | Harris Hip Score |
| JISRF | <i>Joint Implant Surgery & Research Foundation</i> |
| MAS | <i>The Muscle-Sparing Approach Stem</i> |
| PMMA | Polimetacrilato-de-metilo |
| TSI | <i>The Tissue Sparing Implant</i> |
| UHMWPE | Polietileno de ultraelevado peso molecular |
| WOMAC | Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index |

Capítulo 1 - Introdução

1.1 Enquadramento

A articulação da anca é a articulação do corpo humano com mais estudos realizados, uma vez que se enquadra como uma das articulações mais importantes na anatomia humana e como tal o estudo da anatomia e biomecânica da mesma é de elevada importância.

Cada vez mais se verifica uma vida sedentária por parte da população, o que leva à existência de problemas mais frequentes nesta articulação como a osteoartrose e a fratura femoral, sendo estes problemas cada vez mais visíveis na população mais jovem. Para debelar estes problemas por vezes é necessário recorrer a uma intervenção cirúrgica de substituição total da articulação, denominada por artroplastia da anca, sendo a mesma reconhecida na comunidade científica como uma das intervenções cirúrgicas com maiores taxas de sucesso a médio e longo prazo. Na realização da artroplastia, a articulação é substituída por componentes artificiais, existindo duas soluções cirúrgicas para esta substituição, a artroplastia cimentada e a artroplastia não cimentada. No entanto a utilização destes meios cirúrgicos apresenta problemas mecânicos associados, como é o caso do efeito de *stress-shielding*, que põe em causa a longevidade e sobrevivência do implante. Esta causa é comumente observada quando em ambas as situações utilizadas próteses consideradas como longas. Esta causa deve-se ao facto de as mesmas produzirem as transferências de cargas ocorridas na articulação numa fase mais distal da prótese, provocando uma redução de carga na região proximal, levando ao seu colapso devido a uma redução a termo da densidade óssea.

Por forma a alterar esta complicação foram desenvolvidas próteses consideradas como conservativas, que têm como principal objetivo o assegurar de uma melhor distribuição dos esforços ao longo do fémur, impedindo assim o maior surgimento do efeito de *stress-shielding* associado às próteses femorais. Para além de uma diminuição do efeito de *stress-shielding*, com a utilização de componentes conservativos é observável uma maior retenção de massa óssea aquando da introdução dos mesmos no fémur, favorecendo assim a população mais nova que devido à sua maior atividade, necessitará a termo de uma artroplastia de revisão, tornando esta mais acessível devido à maior quantidade de osso presente no fémur com o uso das próteses conservativas.

1.2 Objetivos

É assim objetivo desta dissertação a realização de uma análise comparativa entre hastes curtas e hastes longas na artroplastia da anca. Esta avaliação tem por meio verificar qual dos implantes reproduz um comportamento mecânico mais similar com o obtido no osso intacto. Para a realização dos objetivos propostos foram

utilizadas ferramentas de modelação 3D e de simulação numérica através do Método dos Elementos Finitos.

1.3 Organização

O presente trabalho de dissertação está dividido em 8 capítulos. Neste primeiro capítulo está presente uma breve introdução ao tema abordado na tese, os seus respetivos objetivos e a estrutura do documento.

O segundo capítulo apresenta uma descrição mais pormenorizada das principais estruturas anatómicas da articulação da anca, dividida em estrutura óssea, muscular e ligamentar. É ainda abordada a biomecânica inerente à articulação, bem como as patologias ocorridas nesta.

No terceiro capítulo é abordado os diferentes conceitos utilizados na artroplastia da anca, como a artroplastia cimentada e a artroplastia não cimentada, apresentando as vantagens e desvantagens presentes em cada tipo. É ainda feita uma breve explicação dos diversos componentes utilizados para a substituição total da articulação. Este capítulo contém ainda uma detalhada explicação dos diferentes conceitos e geometrias associados às hastes curtas. Por fim são abordados os diferentes materiais utilizados na artroplastia da anca e as diferentes abordagens cirúrgicas para a realização da mesma.

O quarto capítulo está associado às taxas de sucesso existentes para os diferentes processos de artroplastia. Para estabelecer um meio comparativo entre métodos, foram utilizados registos clínicos disponibilizados por alguns países.

No quinto capítulo é exposto o processo de desenvolvimento dos modelos CAD das respetivas hastes a estudar, desde a sua escolha, método de implantação, software utilizado até à obtenção das geometrias utilizadas nos modelos geométricos.

Em seguida no sexto capítulo é abordada a criação dos diferentes modelos numéricos associados a cada modelo CAD previamente definido, no qual são definidos os materiais e suas propriedades mecânicas, a disposição das condições fronteiras e os contactos utilizados nas interfaces dos componentes, para as situações estudadas de osseointegração e imediato pós-operatório. Este capítulo fica completo com a apresentação e discussão dos resultados obtidos das simulações efetuadas para cada modelo numérico

O sétimo capítulo aborda diferentes casos de estudos clínicos associados aos diferentes implantes utilizados neste estudo, sendo apresentada uma correlação das evidências observadas pelos autores de cada estudo com os resultados obtidos na simulação numérica, por forma a verificar se os resultados numéricos vão de encontro ao observado através dos resultados clínicos.

Por fim, no último capítulo estão expostas as conclusões retiradas da análise comparativa entre as hastes curtas e hastes longas e os trabalhos futuros que deverão ser desenvolvimentos para uma complementaridade do presente trabalho.

Capítulo 2 - Articulação da anca

2.1 Anatomia

A articulação da anca é a articulação mais estável e com maior dimensão do corpo humano, possuindo algumas características semelhantes às articulações do membro superior (ombro). A estabilidade é garantida através da sua geometria articular, sendo esta formada por uma esfera e cavidade esférica, a que correspondem a cabeça femoral e acetábulo respetivamente e por um forte conjunto de músculos e ligamentos. A articulação é composta por uma superfície cartilaginosa que envolve as superfícies articulares, cabeça do fémur e acetábulo e por diversas bolsas sinoviais que produzem o líquido sinovial responsável pela lubrificação da cartilagem a fim de diminuir o atrito existente na articulação durante a realização de movimentos. Na periferia do acetábulo a cartilagem apresenta espessura superior definida como rebordo acetabular, terminando na cartilagem fibrosa que envolve a articulação e contribui para a estabilidade da mesma.

Devido ao conjunto de músculos que envolvem a articulação, esta é capaz de suportar cargas de intensidade elevada, dependendo do tipo de atividade realizada e efetuá-las repetidamente ao longo do dia, apresentando-se como a articulação mais solicitada no corpo humano. Também graças à sua geometria articular apresenta uma grande liberdade de movimentos, sendo estes passíveis de ocorrer nos planos Frontal, Sagital e Transverso [1][2].

2.1.1 Estrutura óssea

A estrutura óssea da articulação da anca é constituída pelo fémur e acetábulo (figura 2.1). A extremidade do fémur apresenta uma forma semelhante a 2/3 de uma esfera, designada como cabeça do fémur, estando alocado abaixo do seu centro uma depressão, a fosseta do ligamento redondo, onde se insere o ligamento. O fémur apresenta-se como sendo o osso mais longo e mais forte da estrutura do corpo humano, enquanto a sua extremidade, a cabeça do fémur, é o componente mais fraco da estrutura do fémur pois sendo de menor dimensão que o resto do osso é constituído no seu interior maioritariamente por osso esponjoso, apresentando-se esta como uma das causas mais conhecidas de possível fratura do colo do fémur [1].

O acetábulo é formado pela junção de 3 ossos, ilíaco, púbis e ísquio [2]. Apresenta uma superfície côncava com menor dimensão que a cabeça do fémur, estando a cavidade localizada no osso ilíaco e encontrando-se angulada obliquamente no aspeto medial, lateral e inferior. No rebordo do acetábulo encontra-se o lábio acetabular, caracterizando-se como uma estrutura fibrocartilaginosa terminando a sua extensão na zona inferior onde o ligamento transversal do acetábulo cruza a chanfradura ísquio-púbica no bordo inferior do acetábulo [3]. Esta estrutura, tal como presente na cavidade glenóide, tem como propósito contribuir para a estabilização da articulação permitindo uma distribuição de forças ao redor da mesma [2].

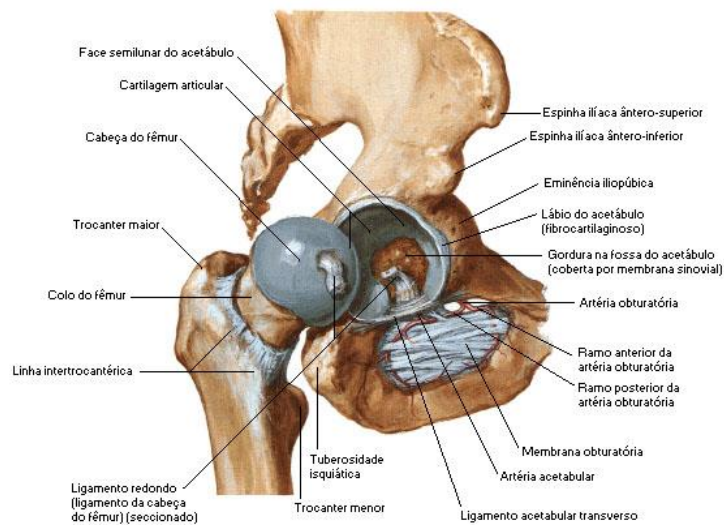


Figura 2.1 - Estrutura anatômica da articulação da anca [4].

2.1.2 Ligamentos da articulação da anca

A cápsula articular presente na articulação da anca é extremamente forte, sendo reforçada por 3 ligamentos principais que contribuem em grande parte para a estabilização da articulação, figura 2.2.

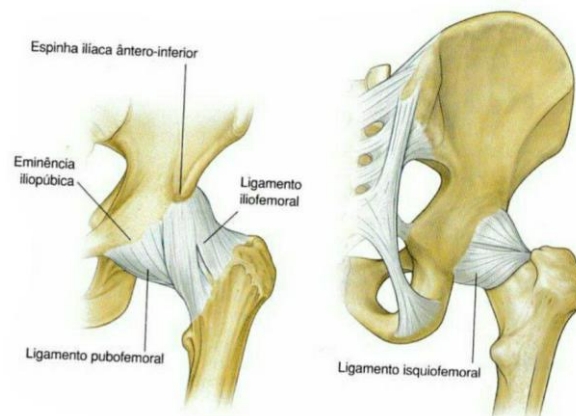


Figura 2.2 - Vista Anterior e Posterior dos ligamentos da anca [5].

Os ligamentos iliofemoral e pubofemoral permitem a estabilização da articulação da anca na zona anterior, sendo o ligamento iliofemoral considerado o ligamento mais forte do corpo humano, este encontra-se em estado de tensão aquando do movimento de extensão e em relaxamento aquando do movimento de flexão. Na zona posterior contribui para a estabilização da articulação o ligamento isquiofemoral.

Existe um outro ligamento presente na articulação da anca, o ligamento redondo, que é o ligamento da cabeça do fêmur tendo pouca contribuição para a estabilização da anca, porém apresenta uma pequena artéria que permite a nutrição da extremidade proximal do fêmur [1][2][3].

2.1.3 Estrutura muscular

A articulação da anca é composta pelo maior conjunto de músculos do corpo humano, figura 2.3-2.6, que garantem estabilidade e mobilidade à articulação. Cada músculo apresenta uma função específica no que ao movimento da articulação diz respeito estando exposto na tabela 2.1 essa movimentação exercida, que em conjunto permitem atividades de extrema importância no dia-a-dia de locomoção [1].

Devido a este forte contingente muscular, o corpo humano é capaz de realizar uma diversidade de atividades com elevada exigência de carga, uma vez que a articulação é capaz de suportar as cargas mais intensas do corpo humano podendo apresentar valores bastante superiores a 100%BW.

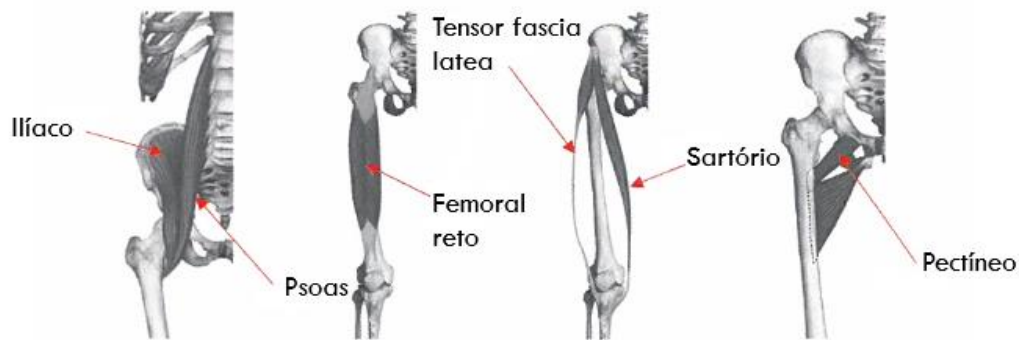


Figura 2.3 - Músculos principais do movimento de flexão [1].

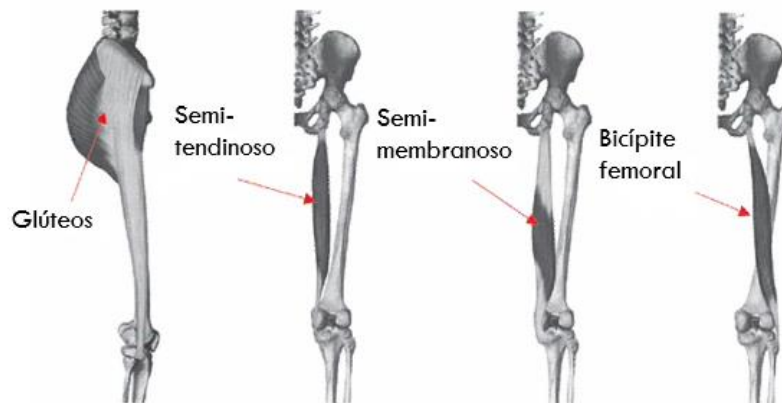


Figura 2.4 - Músculos principais no movimento de extensão [1].

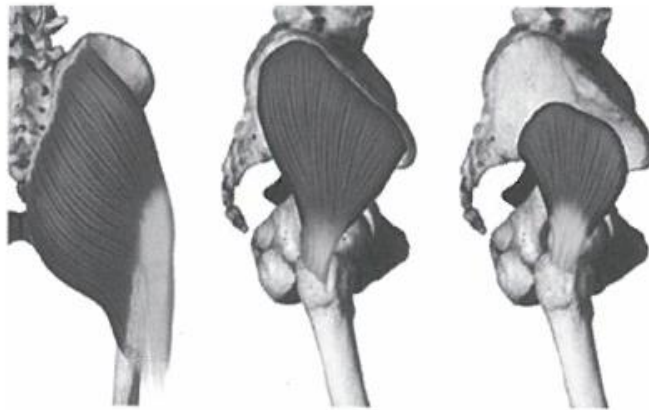


Figura 2.5 - Músculos glúteos (grande, médio e pequeno respectivamente) [1].

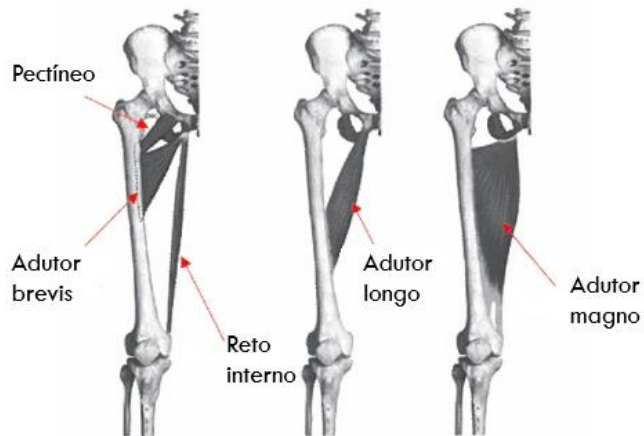


Figura 2.6 - Músculos do movimento de adução [1].

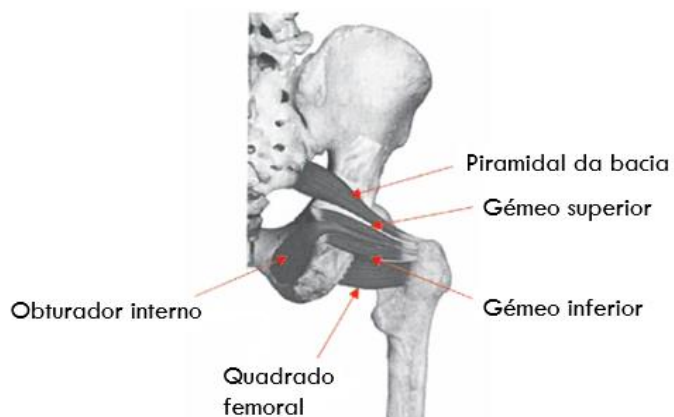


Figura 2.7 - Músculos do movimento de rotação [1].

Tabela 2.1 - Principais movimentos exercidos pelos músculos da anca [3].

| Movimentos | | | | | |
|-----------------------|-----------------|-----------------------|---------------|-----------------------|-------------------|
| Flexão | Extensão | Abdução | Adução | Rotação interna | Rotação externa |
| Psoas ilíaco | Grande glúteo | Grande glúteo | Grande adutor | Tensor da fáscia lata | Grande glúteo |
| Tensor da fáscia lata | Semitendinoso | Médio glúteo | Longo adutor | Médio glúteo | Obturador interno |
| Recto anterior | Bicípite crural | Pequeno glúteo | Curto adutor | Pequeno glúteo | Obturador externo |
| Costureiro | Grande adutor | Tensor da fáscia lata | Pectíneo | | Gêmeo pélvico |
| Longo adutor | | Obturador interno | Recto interno | | Quadrado crural |
| Curto adutor | | Gêmeos pélvicos | | | Piriforme |
| Pectíneo | | Periforme | | | Grande adutor |
| | | | | | Longo adutor |
| | | | | | Curto adutor |

2.2 Biomecânica

A articulação da anca apresenta uma grande liberdade de movimentos devido à sua geometria que permite efetuar a rotação da articulação nos três planos de ação, Frontal, Sagital e Transverso.

No plano Frontal a articulação executa movimentos de abdução e adução, sendo que neste plano a angularidade de movimentos é menor quando comparada com o plano Sagital, no qual se executam os movimentos de flexão e extensão. Por fim os movimentos de rotação interna e externa ocorrem no plano Transverso.

Para o movimento de abdução a articulação efetua uma amplitude de 0 a 30° e no movimento de adução esta amplitude é menor situando-se entre 0 e 25°. No plano Sagital é onde ocorrem os movimentos com maior amplitude por parte da articulação da anca com a fase de flexão a atingir valores de 0 a 140° e a extensão valores de 0 a 15°. Quanto as rotações na articulação estas apresentam amplitudes de 0 a 90° na rotação externa e 0 a 70° na rotação interna. Os movimentos nos descritos nos respectivos eixos encontram-se representados pela figura 2.8 [1].

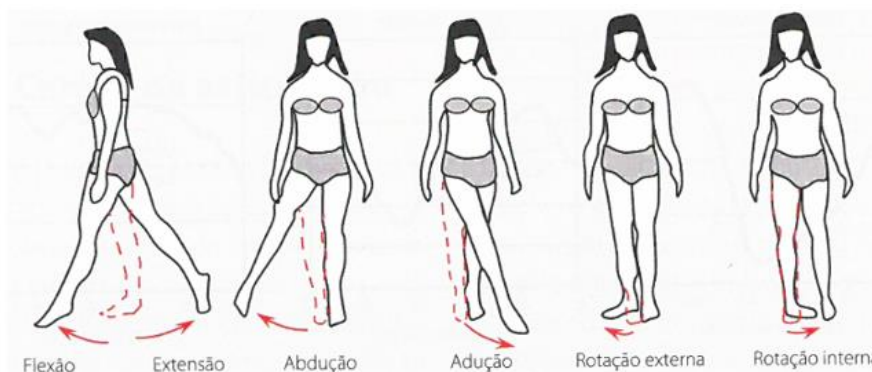


Figura 2.8 - Movimentos da articulação da anca nos planos Sagital, Frontal e Transverso [1].

É através do dinamismo existente no acetábulo que é possível a realização dos movimentos nos três eixos de ação sem que ocorra a translação da cabeça do fêmur da cavidade acetabular.

O colo do fêmur apresenta um papel fulcral na mobilidade da articulação, pois recorre da sua geometria inclinada nos planos Frontal e Sagital para permitir a amplitude de movimentos existentes na anca [2]. Os eixos formados pela cabeça do fêmur e o fêmur apresentam um ângulo formado no plano frontal de 126° para a idade adulta, sendo que este ângulo entre os eixos pode ser superior a 130° existindo assim uma coxa valga ou pode ser inferior a 120° denominando-se assim de coxa vara, como se pode comprovar pela figura 2.9 [2].

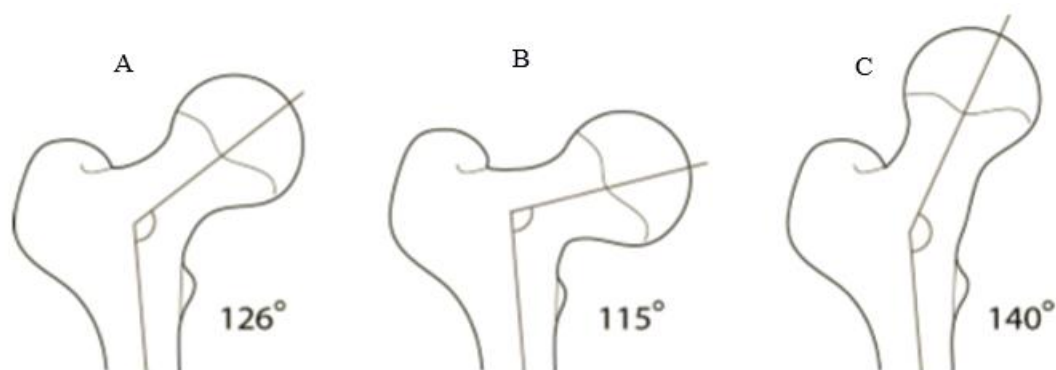


Figura 2.9 - a) Coxa normal; b) Coxa vara; c) Coxa valga [2].

No plano transverso também se observa a existência de um ângulo denominado ângulo de anteversão, que é definido como a inclinação entre o eixo do colo do fêmur e o eixo dos côndilos do joelho. Este ângulo para um adulto é de aproximadamente 15° , podendo variar dependendo da geometria óssea de pessoa para pessoa, sendo observável esta variação através da figura 2.10.

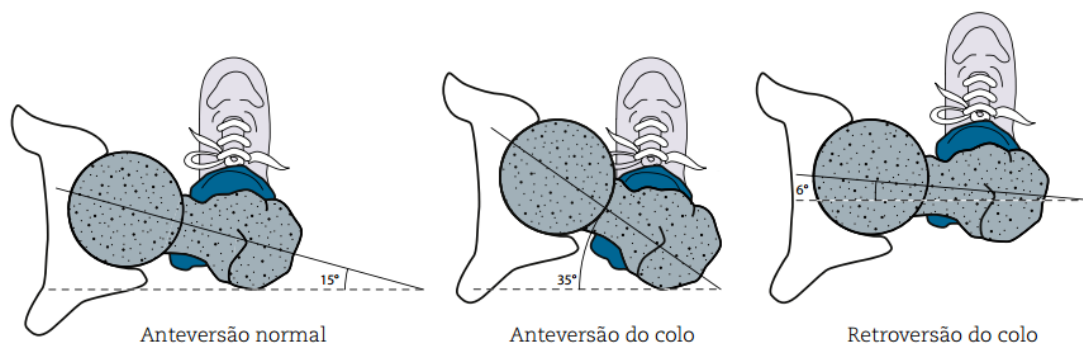


Figura 2.10 - Ângulo de anteversão [6].

Tal como referido anteriormente a articulação da anca é capaz de suportar cargas de intensidades elevadas que podem ultrapassar três vezes o peso corporal, e como tal o estudo das cargas originadas na articulação tem sido alvo de investigação aprofundada, com o intuito de prevenir e tratar as patologias oriundas da articulação,

bem como proporcionar que após uma artroplastia, a prótese seja capaz de replicar a biomecânica existente anteriormente [2].

A intensidade de cargas depende em grande maioria da condição em que se encontra exposta a articulação, pois no caso de apoio nas duas pernas, condição estática, as reações na articulação correspondem a 1/3 do peso total do corpo [1]. Porém quando se passa para uma condição dinâmica as reações na articulação tendem a ser bastante superiores ao estado estático, dependendo, contudo, do tipo de atividade exercida. Segundo o estudo realizado por Bergmann et al.[7], para atividades dinâmicas como caminhar, subir e descer escadas as reações na articulação resultam em 238%BW, 251%BW e 260%BW respectivamente demonstrando assim as elevadas cargas a que a articulação está sujeita com simples atividades do dia-a-dia. Os estudos realizados por Bergmann, estão expostos na figura 2.12 para diversas atividades, sendo estes valores apresentados como valores médios.

Os valores das reações na articulação também dependem da geometria da própria articulação. Comparando as reações para o sexo masculino e feminino fica patente que devido à geometria apresentada pelo acetábulo, em que as mulheres apresentam uma pélvis mais larga, ocorrem reações superiores na articulação da mulher, provocando mais fraturas da anca nas mulheres que nos homens [2].

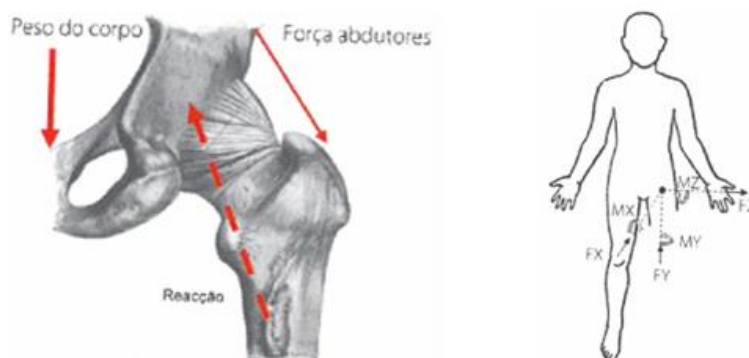


Figura 2.11 - Forças e momentos atuantes na articulação da anca em condição estática [1].

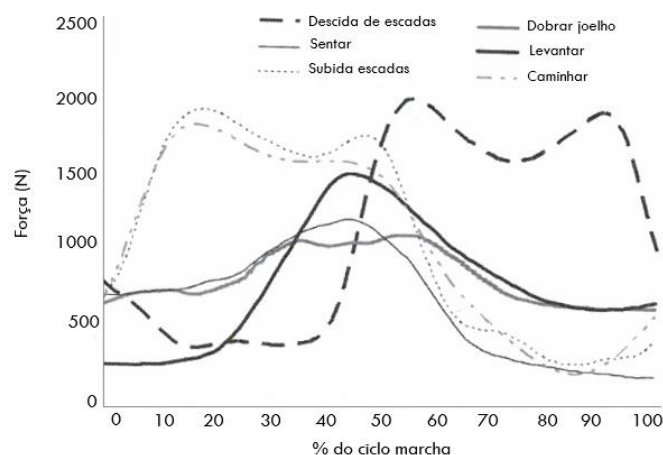


Figura 2.12 - Forças resultantes na articulação da anca para diversas atividades ao longo do ciclo de marcha [7].

2.3 Patologias

Com o aumento da idade média de vida, o estudo das patologias associadas à articulação da anca tem vindo a ser crescente, dado as patologias aparecerem frequentemente em indivíduos com idade avançada. Os problemas mais comuns que surgem na articulação da anca prendem-se com a degeneração da cartilagem causada por doenças como osteoartrites, artrite reumatóide, atrite pós-traumática, bem como devido a problemas vasculares que originam necrose avascular da cabeça femoral ou pela ocorrência de fratura da cabeça do fémur [1][8].

Osteoartrose – tipo de artrite degenerativa que ocorre com mais frequência em pessoas a partir dos 50 anos de idade, podendo também ocorrer em pessoas mais jovens. A doença afeta a cartilagem das articulações provocando o seu desgaste e diminuindo o espaço protetor entre os ossos, o que leva a que ocorra atrito entre os ossos o que causa dor e rigidez na articulação. Para compensar a perda de cartilagem, os ossos danificados podem começar a crescer formando esporas ósseas (osteófitos) [8].

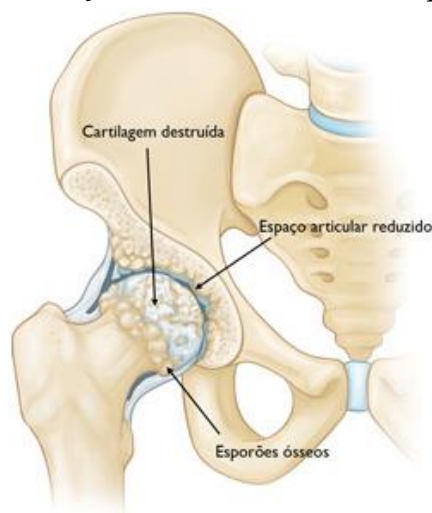


Figura 2.13 - Osteoartrite da articulação da anca [8].

Artrite reumatóide - É uma doença autoimune que causa inflamação e espessamento da membrana sinovial, levando a que esta produza uma substância química que provoca a destruição da cartilagem que envolve os ossos da articulação. Essa inflamação crónica pode lesionar a cartilagem, causando dores e rigidez. A artrite reumatóide é a forma mais comum de artrite [8].

Artrite pós-traumática - Pode surgir na sequência de uma lesão ou fratura grave do quadril. A lesão da cartilagem causa dores e rigidez no quadril com o passar do tempo [8].

Necrose avascular - Uma lesão no quadril, como um deslocamento ou uma fratura, pode limitar a irrigação sanguínea da cabeça do fémur. Esse quadro é chamado de necrose avascular (também chamada comumente de "osteonecrose"). A falta de sangue pode causar o colapso da superfície do osso, resultando em artrite. A necrose avascular fragiliza a cabeça femoral, provocando microfraturas conduzindo a uma deformação de maneira progressiva da cabeça femoral [8].

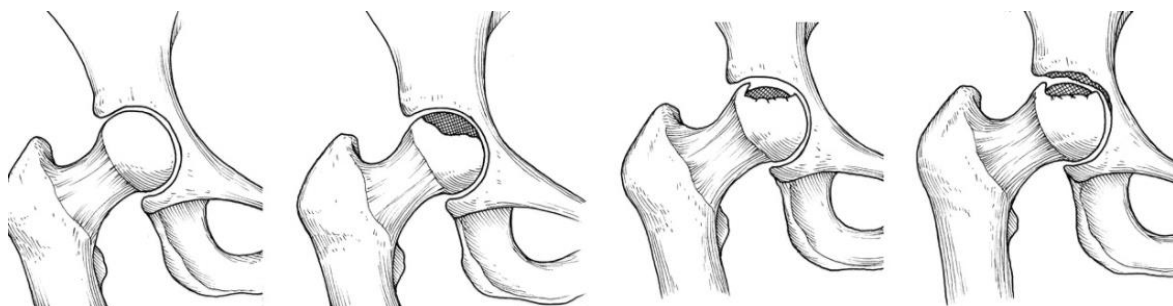


Figura 2.14 - Necrose avascular da cabeça do fémur [9]

Fratura da cabeça do fémur – Os ossos da articulação da anca apresentam grandes dimensões que se encontram sujeitos a elevadas cargas repetidas ao longo do dia. Devido a estes fatores o momento gerado na cabeça do fémur pode ser elevado ocasionando assim a sua fratura. Outra das causas possíveis de fratura da cabeça do fémur está relacionado com quedas ou acidentes rodoviários. Este tipo de doença pode ocorrer tanto em indivíduos jovens como de idade avançada, sendo que em indivíduos jovens esta causa pode estar associada à osteoporose.



Figura 2.15 - Fratura da cabeça femoral [10].

Tabela 2.2 - Percentagem das patologias mais incidentes na artroplastia da anca em diversos países [11][12][13][14].

| Patologias | Portugal | Noruega | Estados Unidos | Suécia |
|---------------------------|-----------------|----------------|-----------------------|---------------|
| Osteoartrose | 60% | 80% | 70,3% | 80% |
| Atrite Reumatóide | 1% | 1,2% | 0,2% | 1% |
| Necrose Avascular | 7% | 2,2% | 2,9% | 3% |
| Fratura da Cabeça Femoral | 24% | 7,6% | 10,3% | 10% |

Capítulo 3 - Artroplastia

Cada uma das doenças expostas tem diversos modos de tratamento podendo ser tratadas através da utilização de métodos pouco invasivos como a administração de analgésicos ou anti-inflamatórios, ou recorrendo à fisioterapia [15]. Porém quando as soluções de tratamento não são passíveis de produzir uma melhoria significativa na qualidade de vida do paciente, pois este continua a apresentar dor e uma reduzida mobilidade, a solução passa pela substituição da articulação através de um procedimento cirúrgico, denominando-se o mesmo por artroplastia [16].

A artroplastia da anca é das intervenções cirúrgicas com maior sucesso a médio e longo prazo, atingindo valores de 90% a 10 ano em pacientes com idade igual ou superior a 75 anos de idade [17][18]. A artroplastia consiste na substituição da articulação danificada por componentes extrínsecos e biocompatíveis ao corpo humano designados por próteses, que têm como finalidade replicar a anatomia e biomecânica existente na articulação substituída, permitindo assim o restabelecimento dos movimentos produzidos pela articulação, sem a existência de dor por parte do paciente [19]. Quando é necessário recorrer-se à substituição da articulação natural por uma artificial, este procedimento designa-se por artroplastia primária. Por vezes após uma artroplastia primária existem problemas associados ao implante, como perda de um dos componentes da prótese, osteólise provocada pela fragmentação de partículas de desgaste devido à fricção existente entre os componentes femoral e acetabular, infeções, ou falha mecânica da prótese. Observando o “*American Joint Replacement Registry*” [13], os problemas identificados apresentam percentagens de 15,1%, 2,9%, 8,4%, 15,8%, respetivamente. Nestes casos surge a urgência em substituir a prótese original por uma nova, intitulado-se o procedimento de artroplastia de revisão [20].

A artroplastia de revisão é uma cirurgia com maior grau de complexidade que a artroplastia primária, uma vez que a quantidade de estrutura óssea presente no caso da artroplastia de revisão é menor devido à preparação do canal femoral que acaba por reduzir a massa óssea existente nas paredes internas do osso [20].

No entanto, caso o estado de patologia do paciente não se encontre muito avançado, permitindo exibir uma boa qualidade do osso ou este seja de uma facha etária abaixo dos 65 anos é possível recorrer-se a outra abordagem através da utilização de próteses de *resurfacing* [21][22]. No entanto a utilização deste método tem apresentado diversos problemas.

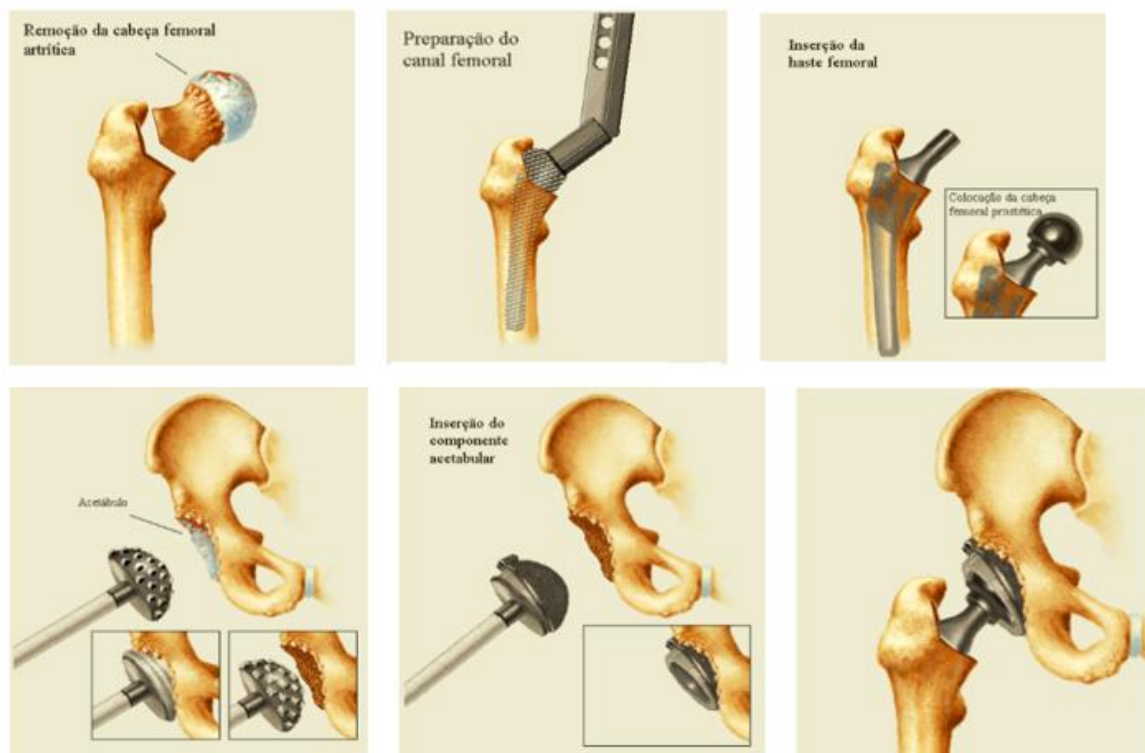


Figura 3.1 - Procedimento cirúrgico da artroplastia da anca [23].

Num procedimento cirúrgico de uma artroplastia ocorre a remoção da cabeça femoral e é realizada uma perfuração no canal femoral. Após a perfuração, uma haste metálica é introduzida no canal femoral onde a sua fixação será originada dependendo do tipo de prótese a ser usada, cimentada ou não cimentada. No acetábulo, a cavidade acetabular irá ser redimensionada de forma a permitir a colocação correta do componente acetabular (Figura 3.1).

3.1 Elementos de uma prótese total da anca

A prótese da anca é constituída por 2 componentes essenciais, um componente femoral que se divide em 2 partes, uma haste femoral colocada na cavidade do fémur à qual se liga uma cabeça femoral localizada na extremidade da haste femoral e por um componente acetabular localizado no acetábulo que apresenta uma forma côncava. A parte interna da componente acetabular apresenta uma calote semiesférica onde ocorre o encaixe da cabeça femoral permitindo assim a execução dos movimentos anatómicos da articulação da anca [20]. Na figura 3.2 é possível identificar-se os diferentes componentes utilizados numa prótese da anca.

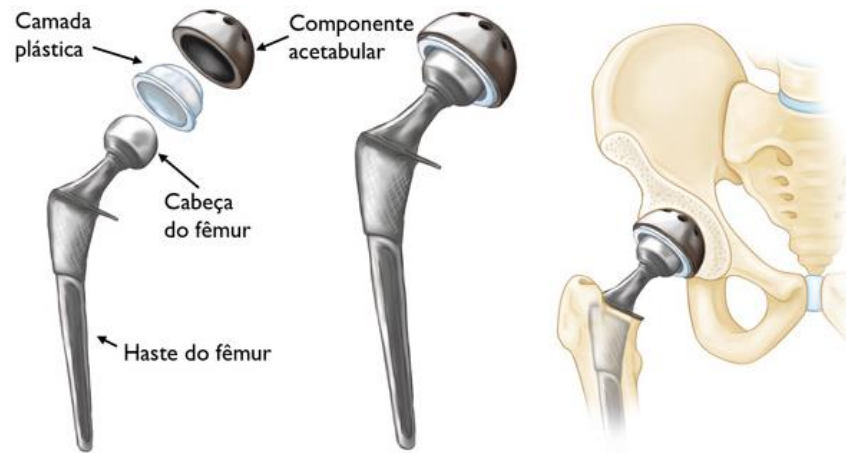


Figura 3.2 - Componentes da prótese da articulação da anca [8].

As próteses podem ser classificadas de acordo com a sua estrutura em próteses monobloco ou modular. As próteses monobloco são constituídas por uma haste femoral que apresenta uma cabeça em forma esférica interligada ao pescoço da prótese, formando assim um componente integral, não permitindo que esta seja ajustada pela anatomia do paciente. No caso das próteses modulares, estas apresentam uma cabeça femoral regulável em tamanho com encaixe cônico ao pescoço da haste femoral, o que permite ao cirurgião um leque mais abrangente de soluções para colocação da cabeça de acordo com a anatomia do paciente podendo escolher o tamanho da cabeça da prótese que mais se adequa ao mesmo, bem como regular o comprimento do pescoço que a prótese necessita ter. Com este tipo de prótese o paciente retira maiores benefícios da utilização da mesma, já que ao existir uma escolha correta dos tamanhos dos componentes da prótese, a sua montagem irá apresentar um ajuste mais favorável à anatomia do paciente permitindo a este uma melhor liberdade de movimentos sem a possível existência de incómodo durante a realização dos mesmos, o que poderia acontecer caso fosse utilizada uma prótese monobloco dado não apresentar um ajuste tão favorável ao paciente [20].

Na figura 3.3 estão representados os tipos de modelos, monobloco e modular, descritos anteriormente.



Figura 3.3 – esquerda: Prótese monobloco; direita: Prótese modular [24][25].

Uma das principais funções atribuídas aos implantes protésicos é capacidade de promover a transferência de carga entre os seus componentes e as interfaces biológicas. Dentro desta matéria é possível distinguir dois tipos de implantes, os de repartição de carga e os de transferência de carga. De forma sucinta, os implantes de repartição de carga são estruturas capazes de transferir as cargas do implante para a diáfise do osso, no qual a carga quando solicitada irá ser repartida por ambas as estruturas. Na artroplastia da anca a haste femoral (“*press-fit*” ou cimentada) assume um papel de repartição de carga, fazendo a transferência da carga solicitada para o cimento ósseo e deste para o osso, no caso de haste cimentada, ou diretamente para o osso no caso de haste “*press-fit*”.

Quanto aos dispositivos de transferência de carga estes transferem a carga entre o implante e a epífise dos ossos longos. Em implantes articulares, como é o caso usado na artroplastia da anca, a transferência de carga ocorre entre os componentes articulares através do contacto existente entre as suas superfícies, como é o caso do contacto entre a cabeça femoral da haste femoral e a cavidade do componente acetabular [1].

Um dos fatores determinantes na artroplastia da anca é modo de fixação das próteses, podendo estas serem introduzidas com uma fixação cimentada ou não cimentada. Numa artroplastia com prótese cimentada é utilizado um polímero, o polimetacrilato-de-metilo (PMMA), ou vulgarmente conhecido como cimento ósseo entre a estrutura óssea e a prótese promovendo assim a fixação e estabilidade da prótese. Numa artroplastia com prótese não cimentada, a prótese é colocada dentro da cavidade do fémur através de uma fixação por pressão de aperto (“*press-fit*”) entre as superfícies da prótese e as paredes do osso. No caso da utilização de prótese não cimentada, a haste femoral pode apresentar uma superfície porosa para permitir a osseointegração, ou uma superfície áspera para adesão ao osso [1].

Em ambas as situações de utilização de prótese cimentada ou não cimentada, os resultados obtidos demonstram uma elevada taxa de sucesso em cada modo de fixação da prótese, não existindo por isso uma tendência clara de qual o melhor método de fixação [16].

3.1.1 Artroplastia cimentada

O surgimento da artroplastia cimentada remonta à década de 60 através de Charnley, tornando-se no grande revolucionário pelo desenvolvimento da técnica de artroplastia, dado ter introduzido a fixação da haste femoral recorrendo a um polímero designado por polimetacrilato-de-metilo (PMMA). Na composição da prótese, Charnley utilizou um componente acetabular fabricado à base de polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE), estando este componente cimentado no acetábulo [20][26]. Com a composição em polietileno da componente acetabular, Charnley foi capaz de produzir uma prótese com um baixo nível de atrito, ficando esta cirurgia conhecida como “*low-friction arthroplasty*” e tornando-se na base das artroplastias cimentadas com obtenção de maior sucesso [27][28].

Chandran et al. [29] realizou um estudo envolvendo as próteses cimentadas Charnley. Os resultados obtidos para estas próteses aproximam-se dos valores relatados pela literatura para as intervenções cirúrgicas com a utilização de próteses cimentadas Charnley. A taxa de sucesso apresentada pelo autor para as próteses foi de 94.8% sendo o tempo médio de seguimento após cirurgia dos pacientes de 14 ano, o que enfatiza o grande sucesso que este tipo de cirurgia demonstra.

Num outro estudo realizado por Bourne et al. [30] no qual foram colocadas 124 próteses cimentadas sendo o tempo de observação após operação de apenas 2 anos obteve-se, segundo o critério de *Harris Hip Score*, um resultado de 97% de taxa de sucesso. Diversos estudos sobre as próteses cimentadas têm surgido ao longo dos tempos sendo observável que as taxas de sucesso superam os 90 % como se pode constatar pelo relatado anteriormente, verificando que a artroplastia com prótese cimentada é um método bastante viável e recomendável pela comunidade científica.

O cimento ósseo é introduzido de forma pressurizado entre o espaço existente das paredes do osso com a superfície da prótese, promovendo assim uma fixação estável da haste femoral. O cimento ósseo apresenta uma área considerável no canal femoral, o que proporciona que este tenha como principal função a transferência de carga do peso corporal e das tensões na prótese ao osso, beneficiando a capacidade de suporte de carga entre as interfaces implante-cimento e cimento-osso [27][31]. Porém o cimento apresenta baixo módulo de Young em comparação com o osso, o que indica que possui baixa resistência mecânica aquando da solicitação de cargas cíclicas existindo assim fadiga do material, o que pode levar a que ocorram microfraturas ou luxação da prótese, sendo este um dos motivos de falha ocorridos na implementação de próteses cimentadas.

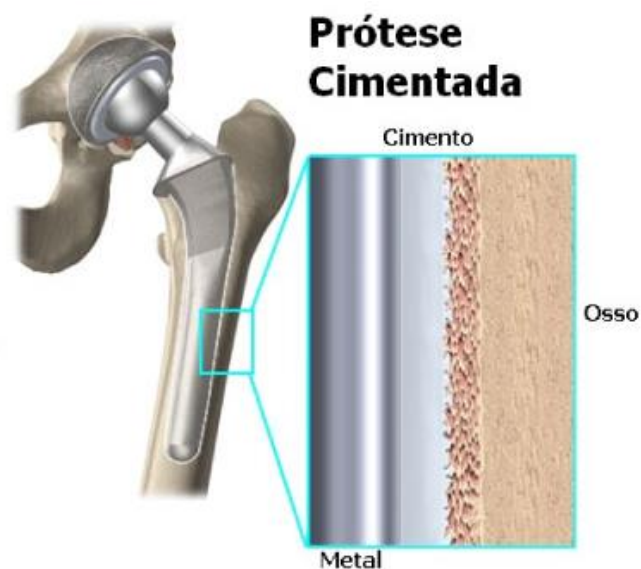


Figura 3.4 - Prótese cimentada e as interfaces implante-cimento e cimento-osso [32].

Ao longo dos anos o modo de fabricação de cimento ósseo tem sofrido alterações ao nível da viscosidade, contudo a sua composição química tem permanecido inalterada. A viscosidade do cimento ósseo é um fator bastante relevante para a formação de uma boa fixação da prótese. Caso o cimento se encontro num estado de viscosidade muito fluído, irá existir uma dificuldade na pressurização do mesmo, pelo oposto se o cimento se encontrar muito viscoso o escoamento no canal femoral torna-se difícil impedindo o preenchimento dos interstícios ósseos. O modo de misturação do cimento também é importante sendo a mistura por vácuo um método bastante apreciável já que apresenta uma redução na quantidade de espaços existentes no cimento ósseo tornando-o mais consolidado, reduzindo o maior risco de ocorrência de fraturas [27].

Com a introdução do cimento ósseo passam a existir duas interfaces, a interface cimento-osso e a interface implante-cimento. Como relatado anteriormente devido ao processo de fadiga do cimento ocorre na interface implante-cimento a falha de fixação da prótese podendo provocar a sua luxação. Já na interface cimento-osso pode originar-se uma concentração de tensões provocadas pela existência de vazios entre o osso e o cimento, podendo provocar a ocorrência de fratura do osso circundante ao cimento[31][33].

3.1.1.1 Tipos de Próteses Cimentadas

Após a introdução das próteses de Charnley, o design das próteses cimentadas tem evoluído consideravelmente. A constante evolução do design das próteses quanto às características das suas superfícies, geometria e forma das hastes femorais tem conduzido ao aumento do tempo de sobrevivência da prótese.

Um dos componentes fundamentais numa prótese da anca corresponde à haste femoral. A forma ideal de uma haste femoral deve ser capaz de transmitir as cargas solicitadas ao cimento e ao osso sem criar dano aos mesmos e sem que ocorram excessivos micromovimentos, ficando assim a haste mecanicamente estável a longo termo apesar de estar sujeita a cargas cíclicas. Para que tal aconteça são adotados dois tipos de geometrias de haste femorais, *force-closed* ou *taper-slip* design e *composite-beam* ou *shape-close* design, representadas na figura 3.5.

A geometria *force-closed*, representada na prótese Exeter, apresenta um formato em cunha estando baseada na transferência de carga, sendo a estabilidade de fixação entre a haste e cimento garantida quando ocorrem cargas axiais. Durante o processo de estabilização é permitida que a haste desça no canal femoral até que as forças de compressão criadas no cimento adjacente sejam transferidas para o osso. Por outro lado, na geometria *shape-closed*, há a necessidade de a haste estar rigidamente ligada ao cimento para na eventualidade de ocorrer uma falha na interface implante-cimento, não resultar dano no cimento ósseo o que originava a libertação de partículas de PMMA ou de metal provocando em último caso a falha da prótese. Neste tipo de geometria a estabilidade da fixação é imediata podendo ser obtida pela presença de um colar no pescoço da haste femoral. As próteses *Charnley* e *Lubinus* são um bom exemplo deste modo de geometria [20][33].



Figura 3.5 - Componentes femorais, a) Charnley, b) Lubinus, c) Exeter (Adaptado de [34][24][35]).

As geometrias descritas comportam-se de maneira diferente no que à migração da haste femoral diz respeito. No caso da geometria *force-closed*, é relatado uma maior migração da prótese no primeiro ano de implantação em comparação com a geometria *shape-closed*. Contudo ao fim do primeiro ano, as hastes tendem a estabilizar permanecendo nesse estado ao longo do tempo. O cimento ao redor deste tipo de hastes tende a não sofrer migrações, apenas deslizando conforme o movimento do fêmur. Já as hastes de geometrias *shape-close* tendem a ser mais estáveis no primeiro ano de implantação.

A superfície de uma haste femoral é um fator de relevo no modo de atuação de uma prótese do qual se relata a existência de 2 superfícies principais, polidas e rugosas. As superfícies polidas estão associadas preferencialmente à geometria *force-closed* pois permitem que durante a migração da haste para uma posição estável, os micromovimentos oriundos não provocaram a liberação de debris na interface implante-cimento. Dado na geometria *shape-closed* ser necessário uma ligação rígida e imediata entre o cimento e a superfície da haste é utilizada preferencial uma superfície rugosa já que esta permite uma maior estabilidade do conjunto. Com a utilização de próteses com superfícies rugosas torna-se essencial que a escolha do tipo de material a usar recaia sobre materiais com resistência ao desgaste, uma vez que a presença de micromovimentos é inevitável na interface implante-cimento, possibilitando assim que a liberação de partículas seja reduzida.

Para além da geometria e superfície das próteses existem outros fatores que influenciam o modus operando das hastes femorais, tal como a forma geral podendo esta ser direita ou anatômica, o formato da secção transversal (oval ou quadrada), a presença de colar no pescoço da haste e o comprimento das hastes (short, convencional e longa) [33].

3.1.1.2 Interface Implante-Cimento

Na interface implante-cimento pode ocorrer o fenômeno de descolamento do implante, estando este fenômeno associado à presença de cargas dinâmicas que geraram tensões cíclicas enfraquecendo assim o material do cimento ósseo, dado que este apresenta uma baixa resistência à fadiga quando comparado com a prótese. Este enfraquecimento leva à falha da ligação implante-cimento, do qual pode resultar o aparecimento de linhas e zonas radiolúcidas na interface, ou seja, esta falha leva à laxação da prótese [23][36].

A interface implante-cimento pode ser analisada de duas formas, uma que diz respeito à espessura do manto de cimento e outra referente às características das superfícies das próteses.

Quanto à espessura do manto de cimento, Ramos et al. [37], realizou um estudo onde foram utilizados 2 tipos de próteses, Lubinus SPII e Charnley, do qual constatou que a espessura do manto de cimento é um fator importante para o início de propagação de fraturas. Contudo segundo o mesmo estudo a espessura do manto pode ser maior ou menor dependendo do formato geométrico da haste apresentada pela prótese, levando a que a iniciação de propagação de fratura se encontre em interfaces diferentes para diferentes geometrias de hastes. No caso da prótese de Charnley o indicador de propagação de fratura apontou para a interface cimento-osso dado esta prótese ter um manto mais espesso. Pelo contrário na Lubinus SPII a fratura é indicada para a interface implante-cimento.

No que diz respeito às superfícies das próteses, estas podem apresentar uma forma polida ou rugosa, estando esta característica intimamente ligada à ligação mecânica da interface. No caso de próteses que apresentem uma superfície polida, como é o caso da prótese de Charnley, a literatura refere que a ligação da prótese ao cimento não é muito favorável. Devido a este fenômeno e para existir uma ligação mecânica mais aperfeiçoada surgem as próteses com superfície rugosa. Estas próteses são caracterizadas por apresentarem um revestimento prévio de PMMA, o que favorece a adesão do cimento à prótese.

Quando ocorre a falha da interface implante-cimento, ocasionando o desprendimento do implante, pode surgir o aparecimento de micromovimentos. Nesta situação, na presença de uma prótese de superfície polida, a estabilidade da prótese pode não ficar comprometida já que irá originar uma reduzida libertação de partículas (debris) provocadas pela fricção entre a prótese e o cimento. Numa prótese rugosa tal acontecimento pode incapacitar a estabilidade da prótese, dado haver um aumento na libertação de partículas podendo levar ao deslocamento da prótese. Posto isto um bom projeto de prótese cimentada assenta no equilíbrio entre os dois estados conflitantes. Com uma superfície rugosa há o aumento das forças de ligação entre a superfície da prótese e o cimento, diminuindo as tensões no manto de cimento o que previne os movimentos de abrasão na interface implante-cimento. Com uma superfície polida a força de ligação é reduzida, porém quando esta colapsa as partículas libertadas devido ao micromovimentos são menores [20][33].

3.1.1.3 Interface Cimento-Osso

A interface cimento-osso apresenta-se como sendo crucial para o sucesso ou insucesso da artroplastia cimentada da anca. A fixação das componentes da prótese ao osso é feita através da penetração do cimento ósseo nas microestruturas do osso trabecular de modo a estabelecer uma ligação mecânica. O modo de introdução do cimento e da preparação do canal femoral afetam de forma significativa a tensão e força de corte da interface cimento-osso [37].

Segundo Stone et al. [38], a viscosidade do cimento ósseo tem um papel importante no estabelecimento da ligação da interface cimento-osso. No estudo protagonizado verificou-se que a viscosidade afeta a ligação entre o cimento e as microestruturas do osso trabecular, levando assim à falha da interface cimento-osso. Stone conclui que a melhor forma de introdução do cimento seria no estado de baixa viscosidade, o que beneficiaria a ligação da prótese o osso trabecular estabelecendo assim uma forte conexão cimento-osso. Também é referido no mesmo estudo que não é só o facto do modo de penetração do cimento no osso que afeta a força existente na interface cimento-osso, outros fatores como as propriedades mecânicas do osso, a geometria e os mecanismos de ligação da interface afetam a força de ligação da interface cimento-osso.

Lewis [31], verificou que a existência de porosidade por parte do cimento ósseo pode ser um fator de instabilidade já que atua como um incrementador de tensão, levando à iniciação de fraturas no cimento tendo como finalidade a fratura por fadiga do material. Para anular tal ato é possível recorrer-se às técnicas de formação de cimento por centrifugação e vácuo dado reduzirem a porosidade existente no cimento, melhorando assim as propriedades mecânicas. Também segundo Lewis a vulnerabilidade da interface cimento-osso deve-se à não adesão entre o cimento e o osso [36].

O manto de cimento deve permitir uma transição suave das forças da componente femoral para o osso adjacente, tanto na extremidade proximal como na extremidade distal da prótese, onde as tensões são maiores. O manto deve promover uma fixação perfeita à prótese por forma a diminuir a possibilidade de existência de partículas libertadas por desgaste no interior do osso [20].

3.1.1.4 Vantagens e desvantagens na artroplastia cimentada

A artroplastia com recurso a prótese cimentada apresenta vantagens em relação à artroplastia não cimentada, na observação dos resultados a curto e médio termo, dado que com a introdução do cimento é assegurada uma fixação mais estável e com menor tempo de recuperação.

Vantagens:

- A utilização de uma prótese cimentada é uma solução mais económica quando comparada com a prótese não cimentada

-
- Permite uma estabilidade imediata, minimizando os micromovimentos das interfaces implante-cimento-osso.
 - Tempo de recuperação curto, com um rápido alívio da dor
 - É a técnica cirúrgica mais efetuada, logo a sua divulgação e os resultados estão bem relatados [20][39].

Desvantagens

- Os resultados obtidos em pessoas mais novas demonstram que a solução não é tão favorável como em pessoas mais idosas.
- A existência de micromovimentos provoca a libertação de partículas (debris) que podem originar osteólise, provocando *loosening* e reabsorção óssea.
- Na realização de uma artroplastia de revisão o processo de remoção do manto é bastante difícil, levando a uma remoção de maior massa óssea [20][26].

3.1.2 Artroplastia não cimentada

Desde a introdução da técnica de artroplastia cimentada, foram relatados diversos casos de ocorrência de osteólise e perda asséptica especialmente em pessoas mais novas e com uma atividade diária mais ativa, ficando a osteólise conhecida como “*cement disease*”. Assim diversos investigadores desenvolveram uma prótese onde a introdução de cimento ósseo fosse eliminada, o que conduziria ao desaparecimento da considerada “*cement disease*”, surgindo assim em meados de 1980 a artroplastia não cimentada [40].

Segundo os seus autores, a artroplastia não cimentada caracteriza-se pela existência de uma interface direta entre o implante e o osso adjacente, sendo a sua principal causa de desenvolvimento a redução da osteólise proporcionando assim uma durabilidade superior à prótese. Porém verificou-se que também na artroplastia não cimentada ocorria o surgimento de osteólise, provocando assim a falha da prótese [41][42]. Devido à existência de uma interface direta entre o osso e o implante existe uma integração óssea mais facilitada.

A fixação das componentes protésicas na artroplastia não cimentada dá-se por “*press-fit*”, que mais não é do que o contacto forçado entre o implante e o osso adjacente resultando assim na osseointegração que a longo termo conduz a uma fixação biológica estável. Este contato é garantido através de compressão entre os 2 componentes (implante e osso), com ou sem ajuda de parafusos para uma melhor estabilização [1][27]. A osseointegração consiste no crescimento ósseo diretamente na superfície do implante. Para que ocorra uma boa osseointegração, os micromovimentos na interface implante-osso devem situar-se em torno de 50 μm e nunca devem ultrapassar os 200 μm pois se tal acontecer é provável que ocorra a reabsorção óssea e a formação de tecido fibroso no osso adjacente ao implante [1].

As superfícies das próteses não cimentadas podem ser porosas (rugosas) ou apresentar um revestimento poroso. No caso de existir superfícies porosas ocorre o designado “*Ingrowth*” no qual durante o crescimento ósseo ir-se-á formar tecido ósseo dentro destas porosidades existentes na superfície do implante. Para que o crescimento ósseo ocorra no interior da superfície protésica é necessário que os seus poros apresentem um tamanho entre 50 a 400 μm [43]. As superfícies com revestimento poroso são criadas através da pulverização direta de partículas no implante, como é o caso da hidroxiapatita. Esta técnica é muitas vezes utilizada para a promoção de osseointegração, dado a hidroxiapatita ser um material osteocondutor que promove o crescimento ósseo nas porosidades do revestimento do implante [43].

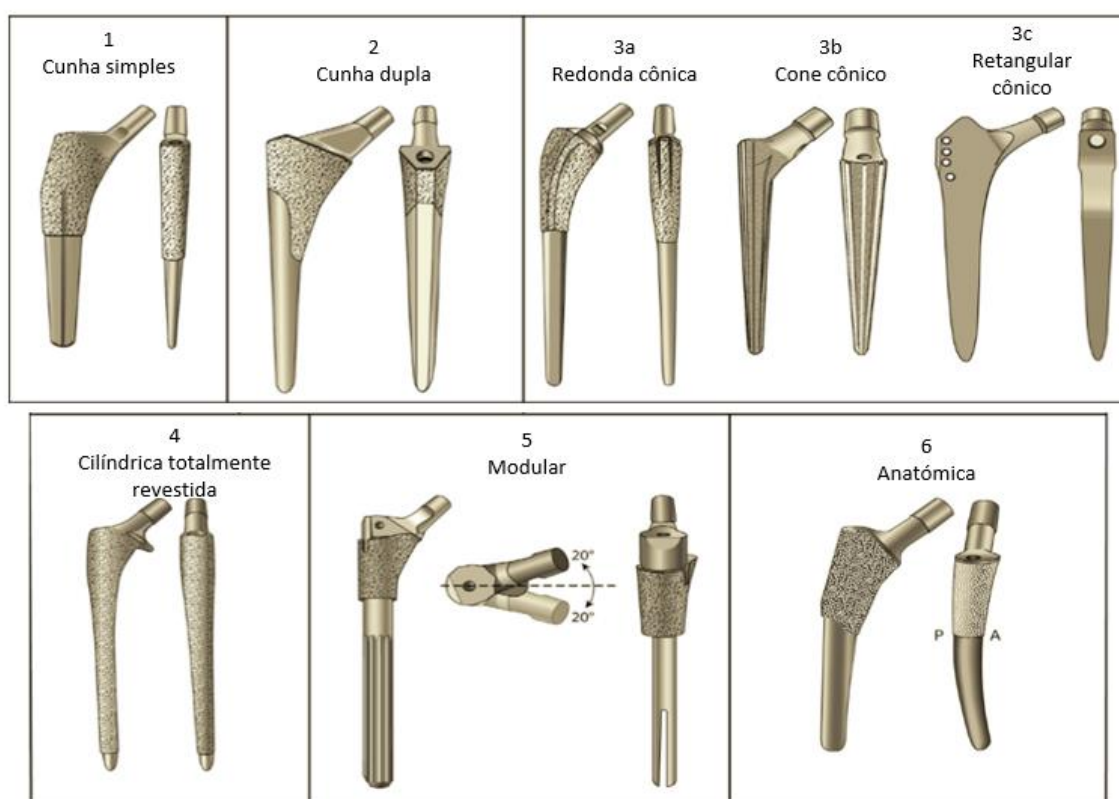


Figura 3.6 - Geometrias das próteses não cimentadas (Adaptado de [43])

Tal como nas próteses cimentadas a geometria das próteses não cimentadas é um fator de importância para a compreensão do seu funcionamento. Atualmente no mercado existem três tipos de geometrias, anatômicas, cónicas ou cilíndricas. As próteses anatômicas incorporam uma curvatura natural igual à apresentada pelo fémur, as cónicas apresenta na sua parte próximas uma superfície rugosa para crescimento ósseo e contém três pontos de fixação para que a fixação seja imediatamente estável, por fim as cilíndricas necessitam na zona distal de suporte ósseo para que ocorra a fixação estável e início de osseointegração, sendo que neste caso com a junção de osseointegração fixação na zona distal, a prótese torna-se mais

resistente a esforços de torsão. Na figura 3.6 é possível visualizar as respetivas geometrias descritas, atualmente disponíveis no mercado [43].

As taxas de sucesso na artroplastia não cimentada equivalem às apresentadas pela artroplastia cimentada. Para que se obtenham resultados favoráveis a longo termo neste tipo de artroplastia é necessário levar em conta alguns fatores como a idade do paciente, patologia associada, dado este tipo de próteses apresentar certas limitações como a necessidade de suporte ósseo para uma fixação estável. Como tal a recomendação de utilização de próteses não cimentadas recai em pessoas mais novas, que apresentam uma atividade diária mais dinâmica o que implica que tenham mais tecido ósseo necessário à estabilidade da prótese. Outro fator associado à utilização deste método em pacientes mais novos pretende-se com o facto de poder existir uma cirurgia de revisão neste tipo de pacientes, o que no caso de utilização de prótese cimentada iria originar uma maior complicação na remoção da prótese provocada pela inserção do cimento no canal femoral [44].

O estudo realizado por Varnum et al. [45], no qual se baseia em dados recolhidos pelo *Nordic Arthroplasty Register Association* para operações realizadas entre 2002 e 2012, remete para uma comparação entre os materiais da ligação da componente femoral com o componente acetabular, estabelecendo uma ligação metal-metal e metal-polietileno. Dos resultados obtidos observa-se que tanto a ligação metal-metal como a ligação metal-polietileno são capazes de reproduzir taxas de sucesso acima de 90 % com um tempo de observação médio de 8 anos. Carlson et al. [46] protagonizou um estudo com um tempo de seguimento de 10 nos onde foram introduzidas 100 próteses não cimentadas. Dos dados finais apenas permaneceram registos de 66 paciente (74 próteses), dado nos restantes pacientes 20 (24 próteses) terem falecido e 2 (2 próteses) se ter perdido o acompanhamento. Das restantes 74 próteses apenas foram sujeitas 4 para revisão dando assim uma taxa de sucesso equivalente a cerca de 95%. Já Kim et al. [47], reportou um estudo comparativo entre uma prótese cimentada e não cimentada utilizadas em pessoas com menos de 50 anos. Foram introduzidas em 171 pacientes as próteses, uma em cada articulação, sendo que a média de idades do estudo foi de 47.7 anos e a média de tempo de observação dos pacientes de 26.1 anos. Quanto às próteses não cimentadas visualizou-se que ao fim do tempo de observação a componente acetabular apresentada uma percentagem de sobrevivência de 78 % e a componente femoral de 95%, valores estes idênticos aos da prótese cimentada, 79% componente acetabular e 96% componente femoral.

A artroplastia não cimentada é atualmente a técnica cirúrgica mais protagonizada, principalmente nos Estados Unidos e em alguns países da Europa, como é o caso de Portugal [41][11].

3.1.2.1 Vantagens e desvantagens da Artroplastia não cimentada

Vantagens

- Os pacientes evitam o risco de fratura do manto de cimento, dando resultado a cirurgias de revisão mais complicadas e à libertação de partículas do manto que origina osteólise.

-
- Apresenta uma fixação biológica estável a longo termo.
 - Boa alternativa para pessoas mais novas que apresentam maior atividade diária [20] [44].

Desvantagens

- Maior tempo de recuperação.
- Presença de dor por parte do paciente nos primeiros tempos após cirurgia. [36]
- Estabilidade e fixação do implante não são imediatos
- Surgimento da Osteólise [20][41].

3.2 Resurfacing

A técnica de *resurfacing* tem sido desenvolvida como uma alternativa às técnicas de artroplastia convencionais. Esta técnica é especialmente indicada para pessoas novas que registem uma vida ativa, mas que apresentam osteoartrite.

Esta técnica surgiu em de 1923 por Smith-Peterson que usou um material vítreo que cobria a cabeça femoral, sendo esta a primeira geração de implantes de *resurfacing*. A segunda geração data de 1950 por Charnley que utilizou uma junção da componente femoral com a acetabular à base de Teflon, que resultou em falha prematura do conceito dada a reduzida capacidade de resistência ao desgaste do Teflon. A segunda geração continuou a evoluir, passando a ser utilizado um design metal-polietileno nos anos 70 e 80. Também nesta configuração, o desgaste provocado pela fricção dos componentes era excessivo levando à falha do implante. Surge então a terceira geração por volta de 1990. Esta nova geração caracteriza-se por um design metal-metal entre as componentes femoral e acetabular, com a particularidade de possuir um diâmetro da cabeça femoral superior ao utilizado na artroplastia convencional, entre 38 e 60 mm, o que garante um menor risco de deslocamento do implante promovendo a estabilidade articular bem como a garantia de uma maior amplitude de movimentos. A principal característica da técnica de *resurfacing* é a capacidade de conservação de osso da zona proximal da cabeça do fémur. Nesta técnica é substituída a cartilagem danificada pela osteoartrite e é removido parte do osso da cabeça do fémur. Do lado da cabeça do fémur, passará a existir uma semiesfera cimentada feita de cromo-cobalto que cobrirá a cabeça femoral, enquanto do lado do acetábulo é feito o procedimento convencional de uma artroplastia (figura 3.7).

Com o *resurfacing* a probabilidade de ser necessário uma cirurgia de revisão torna-se maior quando comparado com a artroplastia convencional, porém devido ao facto de o *resurfacing* preservar maior quantidade de osso, quando for necessária uma cirurgia de revisão é possível colocar-se uma haste femoral, o que torna a cirurgia menos complexa. Este tipo de intervenção cirúrgica é restrito a certo tipo de pessoas pois depende do estado de saúde apresentado pela pessoa [18][22][44]. As indicações e

contraindicações, bem como as vantagens e desvantagens encontram-se referidas na tabela 3.1 e 3.2 respectivamente.

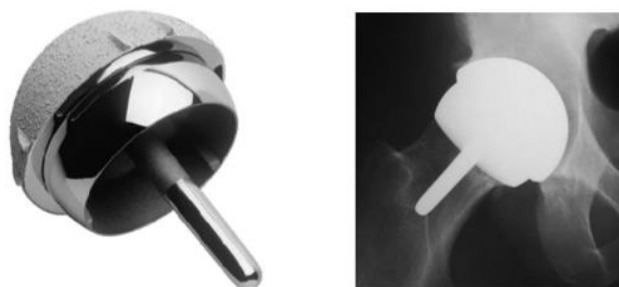


Figura 3.7 - Prótese utilizada numa artroplastia de Resurfacing [22][48].

Atualmente esta técnica encontra-se em desuso, muito por culpa dos problemas associados que conduzem à artroplastia de revisão. Um dos principais problemas identificados é relativo à libertação de partículas metálicas devido ao desgaste, que podem por em causa a saúde do paciente.

Tabela 3.1 - Indicações e Contraindicações para artroplastia de resurfacing [18][22].

| Indicações | Contraindicações |
|---|---|
| Pacientes com idade menor que 65 anos | Pacientes com idade acima de 75 anos, pacientes com osteoporose e pacientes com necrose avascular da cabeça femoral |
| Pacientes com osteoartrite | Falência renal, Mulheres em idade fértil |
| Pacientes com adequada quantidade e qualidade de osso na zona proximal do fémur | Pacientes com alergia ao metal ou que sejam incapazes de eliminar os iões do metal |
| Pacientes que apresentem uma vida ativa após a cirurgia | Quistos femorais |

Tabela 3.2 - Vantagens e desvantagens da Artroplastia por Resurfacing [22].

| Vantagens | Desvantagens |
|--|--|
| Preservação de osso na zona proximal do fémur | Aumento das cirurgias de revisão devido à falha do implante |
| Eliminação de stress-shielding na zona proximal do fémur | Fraturas do pescoço femoral |
| Cirurgias de revisão menos complexas e com maior durabilidade | Osteonecrose da cabeça do fémur |
| Risco reduzido de diminuição do comprimento do membro | Cirurgias primárias complexas, devido ao posicionamento correto do implante |
| Redução do risco de deslocamento do implante | Desconhecimento do risco dos iões metálicos provenientes do desgaste dos componentes |
| Aperfeiçoamento na amplitude de movimentos | |
| Baixo desgaste dos componentes contribuindo para uma menor osteólise | |
| Rápido retorno à vida ativa | |

3.3 Próteses com haste curta

Como mencionado anteriormente, a artroplastia da anca com a utilização de próteses não cimentadas tem demonstrado excelentes resultados tanto a nível radiológico como a nível funcional, principalmente em pessoas jovens e com maior atividade diária. Porém a sua utilização produz ainda algumas limitações como a transferência de cargas na zona proximal do fémur, estando esta limitação associada à presença de *stress-shielding*, a existência de desajuste dimensional entre a parte proximal e distal da haste, dificuldade na remoção da haste em casos de necessidade de revisão cirúrgica, cirúrgicas invasivas e baixa preservação óssea [49].

Com a presença de tais problemas surgiu a necessidade de criação de uma alternativa viável que apresente os mesmos resultados de desempenho da artroplastia não cimentada com haste femoral convencional, mas sem a presença das advertências da mesma. Surgem assim no mercado próteses que são caracterizadas como “*Bone-preserving*”, apresentando dimensões inferiores às utilizadas na artroplastia convencional, sendo estas designadas por próteses não cimentadas de haste femoral curta.

As próteses de haste femoral curta, apresentam uma camada porosa na parte proximal o que permite com que a sua fixação ao osso se dê na zona da metáfise, levando a uma distribuição mais anatómica das cargas entre o implante e o fémur. Com esta distribuição a dar-se na zona proximal do fémur é possível a ocorrência de uma remodelação óssea nesta zona diminuindo assim o efeito de *stress-shielding*, principal causa evidenciada nas próteses com haste convencional. Para além desta vantagem, com a utilização deste tipo de próteses é possível ao cirurgião recorrer a um método cirúrgico menos invasivo, do qual resulta uma menor perda de sangue e uma maior preservação dos tecidos adjacentes, reduzindo assim o tempo de recuperação do paciente pós-operatório. Uma vez que a haste é de curto comprimento o alívio de dor por parte do paciente pós-operatório apresenta taxas superiores à haste convencional. [71]. Na introdução das hastes curtas é preservado parte do pescoço femoral ao contrário do efetuado nas hastes convencionais, o que leva a uma maior preservação óssea, essencial quando aplicado a pessoas com maiores atividades diárias. Como este tipo de próteses se destina maioritariamente a pessoas mais jovens, e dado apresentarem preservação óssea, caso seja necessária uma cirurgia de revisão esta pode ser efetuada com maior facilidade, já que há maior densidade óssea presente no fémur, o que possibilita a alteração de uma haste curta por uma convencional [50]. A figura 3.8 apresenta diversos modelos existentes de próteses curtas.

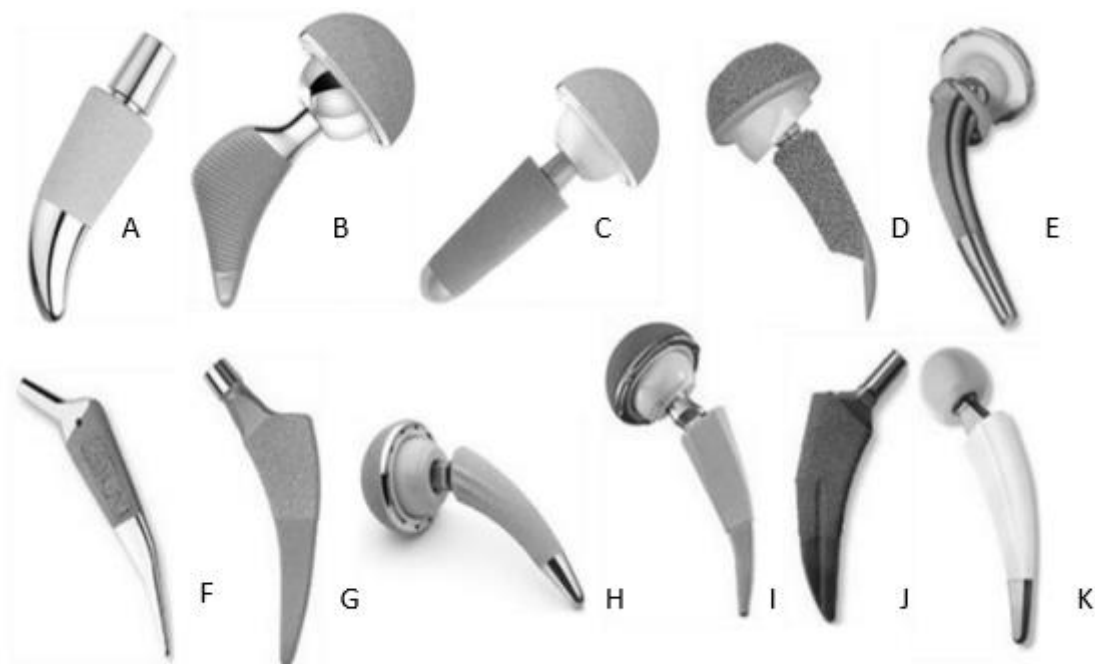


Figura 3.8 - Próteses curtas existentes de diversos fabricantes: a) Just; b) Proxima; c) Silent Hip; d) CUT; e) CFP; f) Mayo; g) Fitmore; h) Corin Mini-Hip; i) Metha; j) Biomet Microplasty; k) Collo-Mis [15]

Quanto ao comprimento que uma prótese curta deve apresentar, o seu valor numérico não é consensual segundo a literatura. Por um lado, Feyen et al. [51] no seu estudo no qual elaborou um sistema de classificação de próteses curtas apresenta um range de comprimentos para próteses consideradas curtas, entre 76 e 155 mm. Tal distribuição de comprimentos pode ser verificada pela tabela 3.3. Porém este sistema de comprimentos é pouco ortodoxo uma vez que uma prótese convencional apresenta um range de comprimento variável entre 110 e 150mm [52]. Portanto sabendo os comprimentos variáveis para uma prótese convencional o critério mais aceite para o tamanho que uma prótese curta deve apresentar é o justificado por Stulberg et al. [49] no qual indica que uma prótese curta deve apresentar um comprimento inferior a 120mm, pois é esse o comprimento típico da junção da metáfise-diáfise.

Tabela 3.3 - Comprimento de vários tipos de próteses curtas. (adaptado de [51]).

| Prótese curta | Comprimento (mm) |
|----------------------|-------------------------|
| Spiron | 76-96 |
| CFP | 130-155 |
| Collo-Mis | 99-123 |
| Nanos | 97-128 |
| Mini-Hip | 90-130 |
| Metha | 98-123 |
| Optimys | 95-139 |
| LPI Prime | 102-107 |
| Taperloc Microplasty | 112-140 |
| GTS | 108-159 |

| | |
|-------------------|---------|
| Fitmore B | 113-143 |
| Aida | 107-155 |
| CLS Brevius | 123-172 |
| Profemur Preserve | 97-125 |
| SMF | 120-133 |

Um dos pontos essenciais aquando da introdução de uma prótese não cimentada é a garantia da sua estabilidade inicial de forma a promover a osseointegração, dando assim possibilidade a que a mesma apresente resultados clínicos válidos a longo termo, sendo a fixação primária um indicador crucial para o crescimento ósseo [53][54]. No caso das próteses curtas, uma possível desvantagem da mesma está relacionada com a existência ou não de estabilidade inicial, dado que existe falta de suporte na zona distal do fémur, o que tornaria a prótese mais estável como acontece nas próteses convencionais. Para contrariar a possível falta de estabilidade inicial, o cirurgião promove uma maior pressão de contacto (“*press-fit*”) entre a prótese e a parede óssea do fémur, no entanto se essa mesma pressão for relativamente elevada pode conduzir à ocorrência de fratura proximal do fémur. Com a utilização do tipo de prótese curta é fundamental que o cirurgião conheça o ponto de pressão ideal, necessário à ocorrência de estabilidade inicial da mesma, sem que exista o risco de fratura do fémur [55]. Como se trata de um assunto de extrema importância na sobrevivência a longo prazo do componente, Bieger et al. [56] realizou alguns estudos relativos às hastes curtas, onde é possível constatar o nível de estabilidade apresentado pelas mesmas através dos seus micromovimentos, tendo como base a noção de que a presença de micromovimentos entre a interface implante-osso não pode exceder 150µm, por forma a não ocorrer a formação de uma camada de tecido fibroso. Através dos seus ensaios Bieger chegou à conclusão que através do encurtamento do comprimento da haste femoral, é possível reduzir o efeito de *stress-shielding* na zona proximal do fémur sem colocar em causa a estabilidade primária do componente.

Num outro estudo, Small et al. [53], protagonizou um ensaio comparativo, utilizando um fémur de materiais compósitos, com o objetivo de verificar a distribuição das forças entre o implante e o fémur, bem como a estabilidade apresentada pela prótese. Neste estudo foram utilizadas para comparação diferentes tipos de próteses com diferentes tamanhos. Foram comparadas próteses com o mesmo design onde apenas o comprimento foi reduzido, apresentando-se assim hastes longas, médias e curtas, sendo também utilizada para comparação uma prótese curta com formato cónico (*Tapered-Wedge*). Foram protagonizados 500 ciclos de ensaios onde foram testados os esforços axiais e de torção para verificar se existia diferença na estabilidade da prótese com a variação de comprimento da mesma. Os micromovimentos entre as próteses longa e curta, com o mesmo design, foram de 0.082mm e 0.073mm na zona proximal para esforços axiais e de 0.395mm e 0.375mm na zona proximal para esforços de torção, respetivamente.

Após o ensaio, Small verificou que os micromovimentos protagonizados pelas diferentes próteses eram semelhantes diferindo apenas para a prótese com design

cónico que apresentou micromovimentos menores para esforços axiais, aumentando, no entanto, quando aplicados esforços de torção na zona proximal do fémur. Com este ensaio experimental, o autor comprovou que os micromovimentos em próteses curtas se assemelham ao das próteses convencionais, revelando assim a existência de estabilidade em próteses com haste curta.

Existem outros estudos semelhantes ao protagonizado por Small., utilizando ossos cadavéricos ou compósitos, que se assemelham aos resultados obtidos por este relativamente aos micromovimentos existentes em próteses curtas por comparação com próteses convencionais [57][58]. Os resultados obtidos não diferem muito entre os comprimentos das próteses testadas, o que permite concluir que é possível conseguir que uma prótese curta apresente a estabilidade necessária para se obter sucesso a longo-termo. Conclui-se assim que em teoria uma prótese não cimentada deve ser curta o suficiente para evitar fixação distal e ter o comprimento necessário para promover a estabilidade necessária da mesma.

Em contraste com os ensaios anteriores, Ong et al. [59] através de uma simulação numérica com recurso a elementos finitos, realizou uma comparação entre duas próteses com comprimentos diferentes, tendo constatado que a estabilidade da prótese curta era mais comprometedoras que a da prótese convencional, dado os resultados finais indicarem a existência de um aumento dos micromovimentos entre 40% a 94% comparativamente com a prótese convencional.

Com a introdução da prótese curta no canal femoral existe maior risco de a mesma ser posicionada com um alinhamento varo, tornando este facto numa inquietação por parte da comunidade científica com a utilização deste tipo de próteses. Este risco elevado é devido à falta de extensão da prótese na zona da diáfise, o que provoca uma falta de alinhamento na colocação da prótese [49][60].

No entanto, Stulberg et al. [49] através de uma comparação entre próteses com alinhamento varo e próteses com alinhamento neutro, verificou que os resultados clínicos obtidos não apresentavam diferença quanto ao sucesso do implante, pelo que concluiu que apesar do maior risco em existir alinhamento varo com próteses curtas, estas não demonstraram serem prejudiciais em termos de funcionamento clínico.

Tal como nas próteses convencionais não cimentadas, as próteses curtas apresentam maior utilização em pessoas com idades inferiores a 60 anos [61]. Este facto deve-se à qualidade óssea existente em pessoas com esta facha etária, que permite uma melhor estabilidade da prótese quando introduzida no canal femoral. No entanto, devido às vantagens inerentes às próteses curtas, a sua utilização em pessoas com facha etária superior a 60 anos é vista como uma possibilidade em crescendo, dado ser neste grau de facha etária que se realizam o maior número de artroplastias. Existem, porém, algumas dúvidas quanto à utilização das próteses curtas em pessoas superiores a 60 anos, no que toca a alívio de dor e funcionalidade da prótese, bem como na estabilidade inicial da mesma, fundamental para o sucesso dos resultados clínicos a longo prazo [62]. Com esta intenção e sabendo que pessoas com idades superiores a 60 anos apresentam qualidades ósseas inferiores devidas à baixa atividade física ou a doenças degenerativas como a osteoartrose, Patel et al. [61], protagonizou um estudo referente a próteses curtas com o intuito de verificar se a

estabilidade das mesmas ao fim de 2 anos era diferente para pessoas com idade superior e inferiores a 70 anos. No estudo foram realizadas 194 artroplastias totais em 181 pacientes, do qual apenas se obteve dados relativos a 149 pacientes (160 artroplastias) ao fim do tempo de observação. Destes restantes, 65 artroplastias foram realizadas em 60 pacientes com idade média de 75 anos sendo as restantes 95 artroplastias realizadas em pessoas com idade média de 58 anos. Para validar os resultados foram comparados os 2 grupos pré e pós-operatório em termos de HHS e WOMAC. Referindo apenas o HHS, Patal verificou que no pós-operatório o HHS era de 93 para os pacientes inferiores a 70 anos e 88 para pacientes com mais de 70 anos, concluindo que não se verificava uma diferença significativa para os 2 grupos relativamente ao HHS. Num outro estudo com o mesmo intuito realizado por Huachen Yu et al. [62], o autor também constatou que a utilização de próteses curtas em pessoas com idade superior a 70 anos apresenta resultados satisfatórios. No estudo, 50 pacientes sujeitos a artroplastia receberam uma prótese curta enquanto 53 pacientes receberam uma prótese convencional. A idade média foi de $74 \pm 13,2$ anos e $75 \pm 10,4$ anos e o tempo de observação de $40 \pm 3,6$ meses e $42 \pm 5,2$ meses respetivamente para prótese curta e convencional.

Para avaliação foram observados os resultados clínicos e radiográficos de cada grupo. Nos resultados clínicos foram comparados os valores de HHS pré e pós-operatório, do qual o autor verificou que não existiu grande diferença entre cada grupo sendo de assinalar que o valor de HHS melhorou de 47 para 85.7 nas próteses curtas e de 55 para 86.1 nas próteses convencionais, que se assemelha ao verificado por Patel no estudo anterior. Quanto às próteses curtas não foi reportada qualquer tipo de dor enquanto nas convencionais ocorreram 6 casos observados o que vem comprovar o dito anteriormente no que ao alívio de dor diz respeito quando feita a comparação entre próteses. Nos resultados radiográficos, Huachen Yu observou que ocorreu osseointegração em ambos os grupos apesar da menor qualidade óssea existente neste tipo de pacientes.

Com estes estudos constata-se que a utilização de próteses curtas em pessoas com idades superiores a 60 anos é possível de ser realizada, porém os resultados observados em ambos os estudos apresentam um tempo de observação curto a médio prazo sendo necessário validar os mesmos a longo prazo para verificar se os resultados clínicos e radiográficos se manteriam semelhantes.

Nem só as próteses curtas permitem uma alternativa às próteses convencionais, estas também são alternativa à artroplastia de *Resurfacing*, removendo assim parte dos problemas associados a esta técnica. Um dos motivos que também conduz a que as próteses curtas sejam uma alternativa as próteses de *Resurfacing* prende-se com o facto de as próteses de *Resurfacing* não apresentarem resultados funcionais superiores às da artroplastia total [60]. Na artroplastia de *Resurfacing* apenas é possível a utilização de uma ligação Metal-Metal (MoM), o que permite baixo atrito na articulação e resistência ao choque. Porém a utilização deste tipo de material levanta algumas preocupações no que à formação de partículas, provenientes do desgaste, diz respeito. Com o desgaste inerente entre componentes provocado pelo movimento articular, diversos estudos reportam a existência de iões

metálicos presentes no sistema sanguíneo, podendo estes serem prejudiciais à saúde do paciente. Como tal usando alternativamente a artroplastia com haste curta é possível a existência de uma diversidade de configurações na ligação articular entre a cabeça femoral da haste e o componente acetabular, podendo assim as ligações serem metal-polietileno, metal-metal, cerâmico-cerâmico, cerâmico-polietileno [63][64].

Com a utilização de próteses curtas é permitido ao cirurgião optar por diferentes abordagens cirúrgicas. No entanto a abordagem mais utilizada na aplicação de próteses curtas é a abordagem direta anterior, pois permite uma inserção da prótese com maior facilidade e apresenta uma baixa taxa de complicações pós-operatórias [52]. Os diferentes métodos cirúrgicos e as suas especificidades serão abordadas neste trabalho.

3.3.1 Evolução das próteses curtas

A introdução de uma alternativa às próteses convencionais que permitisse uma conservação óssea superior teve o seu início de desenvolvimento na Europa, com a introdução do “*Thurst Plate*” em 1978 (Fig 3.9) pela Zimmer. Esta prótese tem como principal característica a existência de um prato lateral ligado por parafusos ao osso cortical. Este prato permite que um parafuso central seja ligado a um mandril que contém uma cabeça femoral na sua extremidade, permitindo assim que as forças a que o fémur se encontra sujeito passem para o osso cortical sendo estas forças distribuídas na zona proximal do fémur [52][65].



Figura 3.9 - Prótese Thurst-Plate [65][66]

Com a introdução das próteses conservativas é possível promover-se a preservação do pescoço femoral. Porém algumas das primeiras próteses que iniciaram este processo de preservação não eram próteses com haste curta.

Por volta de 1980, Freeman, Townley, Whiteside e Pipino foram defensores da técnica de retenção do pescoço femoral. Freeman, considerado na altura como o padrinho da retenção do pescoço femoral, desenvolveu uma prótese de comprimento convencional com fixação tanto na metáfise como na diáfise. A sua primeira prótese foi concebida para uma fixação por cimento ósseo sendo à posteriori desenvolvida uma

prótese não cimentada com a mesma geometria e tamanho (Fig. 3.10). Townley e Whiteside [52] também seguiram o mesmo pressuposto de Freeman no qual a sua prótese desenvolvida apresentava características de uma prótese convencional com o relevo de permitir a retenção do pescoço femoral [66].



Figura 3.10 - Prótese de Retenção do pescoço femoral de Freeman. À esquerda prótese cimentada e à direita prótese não cimentada [66].

Em 1979 surge uma prótese curta com haste curva capaz de preservar o pescoço femoral do fêmur. O grande pioneiro do desenvolvimento desta prótese foi Pipino, com a introdução da prótese não cimentada *Biodynamic* (figura 3.11). Esta prótese era feita de Cromo-Cobalto com uma superfície macroporosa para promoção da osseointegração. Com o desenvolvimento desta prótese, foi possível recorrer a uma técnica cirúrgica de conservação tanto de tecido mole como de tecido duro. A sua implementação deu-se entre 1983 e 1996, sendo substituída ao fim desse tempo pela prótese CFP, no qual o material agora utilizado passou a ser titânio dado ser um material com melhores características para próteses não cimentadas (Fig. 3.11) [52][66].



Figura 3.11 - Esquerda: prótese *Biodynamic*, Direita: prótese CFP [66].

Também em 1982, surge nos Estados Unidos a prótese *Mayo* (figura 3.12) pelas mãos de Morrey. Esta prótese é caracterizada como sendo curta, reta e com secção

transversal trapezoidal, tendo como material associado o titânio. A sua superfície apresenta uma camada de HA para o desenvolvimento da osseointegração. O design protagonizado por esta prótese permanece inalterado desde a sua introdução no mercado. O principal mercado alocado a esta prótese encontra-se nos Estados Unidos, onde em termos de utilização de próteses de conservação óssea, a *Mayo* é a que apresenta um maior registo [52].



Figura 3.12 - Prótese Mayo [60]

Esta prótese ao contrário das anteriores apresenta uma dissecação do pescoço femoral superior, estando a sua fixação localizada na zona da metáfise. O seu design tal como é possível observar na figura 3.12 através a imagem radiográfica, faz com que a secção transversal trapezoidal siga a zona calcar e os contornos do pescoço femoral estando a sua parte terminal em contacto com o osso cortical, servindo esta última para alinhamento da prótese. Porém o contacto promovido pela parte terminal da prótese na zona lateral do fémur pode promover uma adaptação óssea na zona em questão, conduzindo a possível existência de *stress-shielding* na zona proximal. No pós-operatório existem relatos de complicações como a perfuração do osso cortical, reabsorção óssea na região do pescoço e metáfise e casos de mau posicionamento da prótese [52][60].

Falez et al. [67] num estudo onde foram utilizadas 160 próteses *Mayo*, reportou uma taxa de sucesso para a mesma na ordem de 97.5%. Neste estudo, a idade média dos pacientes foi de 63.4 anos, sendo que a sua observação ocorreu durante uma duração média de 4.7 anos. Durante esta observação, houve quatro casos de complicações pós-operatórias ocorridas com a prótese. Dentro destas complicações um caso foi por fratura ao fim de 6 semanas, um outro caso por perda acética e outros 2 por mobilização deficiente ao fim de 4-5 anos.

3.3.2 Tipos de próteses curtas

Com o surgimento de próteses com capacidade de preservação óssea, diversas empresas, com interesse na abordagem utilizada, promoveram a evolução e desenvolvimento das suas próprias próteses de preservação óssea. Tal revolução permitiu a existência, no mercado, de próteses com diversos tipos de designs. Cada design apresenta diferentes especificidades, baseadas em certos princípios como o local onde é feita a fixação do componente, o nível de osteotomia da cabeça, pescoço e metáfise femoral e as principais zonas de distribuição das tensões. São estes princípios que determinam qual a geometria adotada pela prótese, bem como o comprimento ideal da mesma [50][68]. Neste campo existem 3 tipos de próteses curtas, figura 3.13, as próteses que ocupam a região anatômica da cabeça, as próteses que ocupam a região do pescoço e as próteses que ocupam a metáfise [50].

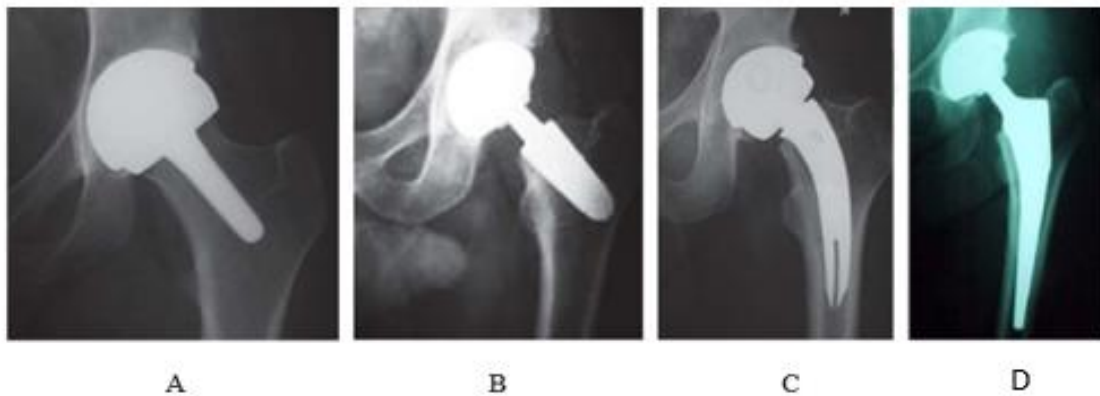


Figura 3.13 - a) Prótese localizada na cabeça femoral, b) Prótese localizada no pescoço femoral, c) prótese localizada na metáfise, d) prótese localizada na metáfise/diáfise [50][69]

Este tipo de prótese apresenta zonas distintas de distribuição das cargas a que o fêmur se encontra sujeito perante as atividades diárias. Na figura 3.14 é possível verificar essa distinção na distribuição de cargas de acordo com o tipo de prótese aplicado. Esta distribuição está intrinsecamente associada ao nível de osteotomia a que a cabeça/pescoço femoral é sujeita, existindo diversos níveis de osteotomia de acordo com a prótese que é utilizada. Se a utilização recair sobre uma prótese de *Resurfacing*, em que parte da cabeça femoral é removida, a distribuição de cargas irá ocorrer ao nível da cabeça, enquanto que para uma prótese curta com necessidade de remoção de parte do pescoço femoral e com a fixação na metáfise a sua distribuição ocorre nessa zona.

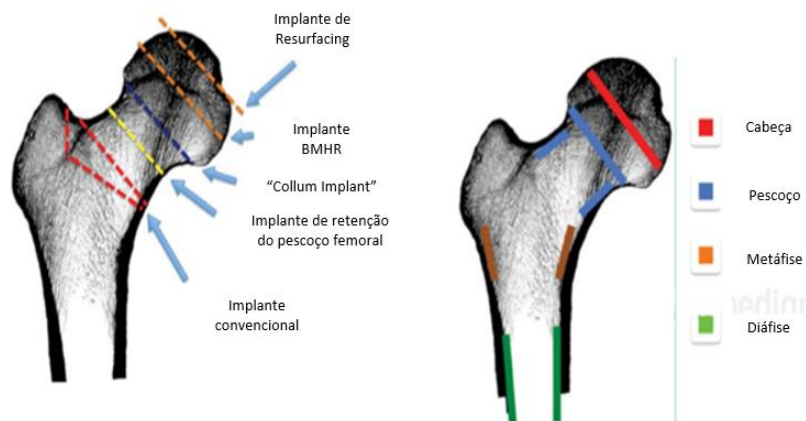


Figura 3.14 - Esquerda: níveis de osteotomia para os diferentes tipos de próteses femorais; Direita: Zonas de distribuição de tensões de acordo com a zona de fixação das próteses (Adaptado de [50]).

Quanto às geometrias das próteses curtas, estas podem ser cónicas, cilíndricas, ou em forma de cunha. Em termos de estrutura da prótese, esta pode ser de formato modular ou monobloco como retratado anteriormente nas próteses convencionais cimentadas e não cimentadas. Nas próteses modulares existe a possibilidade de adaptação do offset do pescoço femoral de acordo com a anatomia do paciente. No entanto segundo alguma literatura a utilização de próteses modulares, e apesar de apresentarem a vantagem de permitir uma configuração mais semelhante à anatomia do paciente, apresenta algumas contrariedades tais como existência de corrosão entre a ligação do pescoço femoral com o corpo da haste femoral devido ao desgaste provocado pela fricção entre os componentes, bem como a existência de fadiga na zona proximal da prótese. Ao utilizar-se um offset reduzido pode levar à ocorrência de impacto entre o componente acetabular e femoral, conduzindo a forças de impacto que provocam um aumento da tensão de rotação na prótese impedindo assim a boa osseointegração do componente no fémur [68].

Os mais diversos designs, conduziram à necessidade de um sistema de classificação, no qual fosse possível proceder à distinção de cada tipo de prótese. Na literatura existem alguns sistemas de classificação desenvolvidos para as próteses da artroplastia da anca. Cada sistema de classificação apresenta graus diferentes de complexidade e diferentes critérios para a classificação de cada prótese [50][51][55].

Feyen et al. [51] apresentou um sistema de classificação tendo como bases o comprimento da prótese, o local de fixação da mesma e o nível de osteotomia do pescoço femoral. Para a classificação das próteses curtas este atribui que o comprimento total deveria ser metade da distância vertical entre o topo do trocânter maior e a base do trocânter menor. Porém este método de medição do comprimento não foi, contudo, validado pelo que não ser abordado neste trabalho.

Uma outra tentativa de classificação foi protagonizada, mais recentemente, por García et al. [50] no qual a autora utilizou como critérios de classificação a região

anatômica ocupada pela prótese, o nível de ressecção óssea, as principais áreas de transmissão de cargas, a morfologia e geometria da prótese e os eixos de orientação de introdução da prótese no canal femoral. Uma vez mais este sistema não será abordado pois apresenta um grau de complexidade elevado o que poderia levar a alguma confusão na compreensão do mesmo.

Sendo assim o sistema abordado é o desenvolvido pela JISRF (*Joint Implant Surgery & Research Foundation*, USA) [55]. Este sistema apenas se baseia no critério da região de contacto de fixação das próteses para a estabilidade inicial das mesmas. O sistema de classificação apresenta a seguinte estrutura:

1. Estabilização na cabeça femoral
 - a. *Resurfacing*
 - b. Remoção de parte da cabeça femoral (“*Mid-head Resurfacing*”)
2. Estabilização no pescoço femoral
 - a. Prótese curva de preservação do pescoço
 - b. Prótese curta com envolvente lateral
 - c. Prótese com haste reta
3. Estabilização na Metáfise
 - a. Prótese cónica
 - b. Prótese com formato anatómico
4. Estabilização Metáfise/Diáfise



Figura 3.15 - Zonas de classificação do JISRF [52].

3.3.2.1 Estabilização na cabeça femoral

Na estabilização ocorrida na cabeça femoral destacam-se 2 possibilidades de a mesma ocorrer. Um é pelo método abordado anteriormente, a artroplastia de *Resurfacing* e o outro trata-se de um método alternativo ao do *Resurfacing*. Este método é aplicado pacientes cuja qualidade óssea ou estrutura da cabeça femoral não sejam adequadas para a prática de *Resurfacing*. Ao contrário do *Resurfacing*, é utilizada uma haste na zona da cabeça. Também neste método para a introdução da haste é necessária uma cirurgia de remoção de uma parte substancial da cabeça femoral [52]. A prótese utilizada maioritariamente neste tipo de abordagem é a prótese de *Birmingham Mid Head Resection* (BMHR) (Figura 3.16). Este método encontra-se em desuso por falha e libertação de partículas metálicas.



Figura 3.16 - Prótese BMHR (Birmingham System, Smith and Nephew) [52][70].

3.3.2.2 Estabilização no pescoço femoral

Tal como na estabilização anterior, a estabilização ocorrida no pescoço femoral apresenta 3 subclasses, prótese curva com preservação do pescoço, com fixação lateral e prótese com haste reta.

Com próteses que promovem a preservação do pescoço femoral, o nível de ressecção do pescoço, aquando da preparação do canal femoral, permite a retenção de uma maior quantidade de osso nativo do paciente. Com este nível de osteotomia, vai existir uma redução dos momentos de tensão e flexão na interface osso-implante. Esta redução de carga em concordância com a lei de Wolff, origina uma adaptação por parte do osso reduzindo assim a sua massa tornando o osso mais poroso ou fino se a sua remodelação se der internamente ou externamente, respetivamente [66].

O design deste género de próteses apresenta uma curvatura da haste femoral, no qual a região de contacto para a estabilização primária ocorre ao nível do pescoço. Este design preserva osso na região calcar, sendo esta uma região onde a estrutura óssea do fémur apresenta maior capacidade de suporte de carga, devido aos padrões trabeculares existentes nesta zona formados pela orientação das cargas naturais a que o osso se encontra sujeito. A existência da curvatura na haste femoral, faz com que não ocorra uma violação da região lateral trocântérica. O tamanho apresentado das próteses encontra-se entre os 90 e os 135 mm, podendo a sua estrutura ser em

monobloco ou modular. Estas próteses podem apresentar dois tipos de formato, um formato anatômico e um formato cônico [52][66].

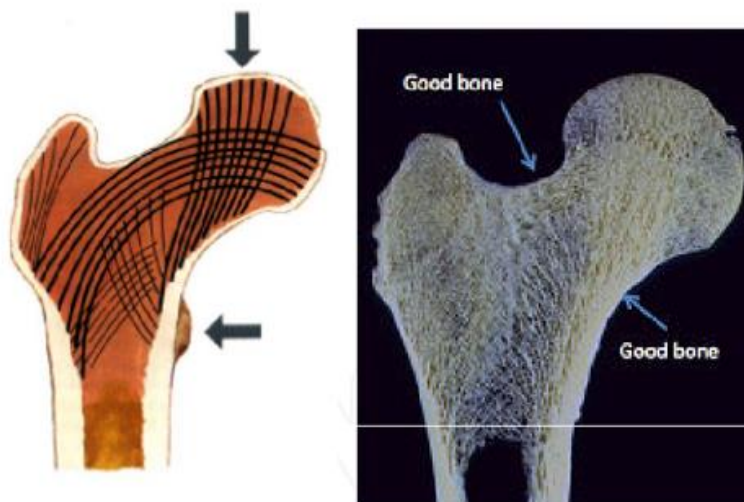


Figura 3.17 - Orientação dos Padrões trabeculares originados pelas cargas naturais [66].

Dentro deste gênero de próteses existem as já expostas anteriormente, *Biodynamic* e *Collum Femoris Preserving Stem* (CFP), desenvolvidas por Pipino (Figura 2.26), bem como as próteses *The Tissue Sparing Implant* (TSI), *The Muscle-Sparing Approach Stem* (MAS), *The Apex ARC Tissue Sparing Stem* (Apex ARC), *The Collo-Mis*, *The Corin MiniHip* e *Nanos*.

A prótese CFP apresenta um formato anatômico com presença de colar, alocado na região calcar, sendo o seu comprimento variável entre 95 e 135 mm com uma angulação entre 117 e 126°. Este comprimento pode indicar que a mesma não se trata realmente de uma prótese curta, em comparação com outras próteses existentes no mercado, porém em alguns países a CFP é considerada como sendo uma prótese curta (figura 3.18). A sua superfície apresenta 2/3 revestidos por cálcio-fosfato, com a sua estabilização a ocorrer na zona do pescoço e metáfise [63][71].



Figura 3.18 - Prótese CFP [71].

As principais complicações associadas com estas próteses prendem-se com a existência de fraturas do osso cortical localizadas na zona proximal da diáfise, onde se encontra a extremidade da prótese, bem como o aparente arredondamento/reabsorção óssea a ocorrer na região calcar [52][60], presentes na figura 3.19.

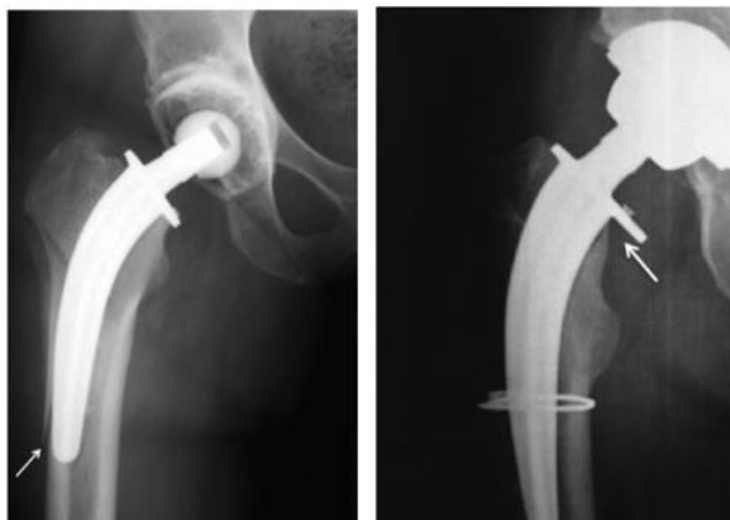


Figura 3.19 - Complicações evidenciadas pela prótese CFP [52].

Kendoff et al. [71] reportou em 2013 um estudo clínico relativo à prótese CFP. Neste estudo foram intervencionados 149 pacientes. Dos 149 pacientes, 5 morreram e 27 pacientes viram os seus registos serem perdidos. Dos restantes 117 pacientes, 72 eram mulheres e 77 homens, com uma idade média de 63.8 anos (33-83 anos). Os 117 pacientes foram observados ao longo de um período de tempo médio respetivo de 11,2 anos, do qual observou-se que o HHS melhorou de 53 para 93 entre o pré-operatório e o pós-operatório, respetivamente. Quanto a complicações, as detetadas pelo autor são referentes a infeções, luxações e perda acética. Do total de pacientes relatados, 11 tiveram que ser intervencionados para cirurgia de revisão. Em cinco casos ocorreram complicações pós-operatórias no implante, outros cinco apresentaram perda acética pelo que uma cirurgia de revisão foi necessária, num foi feita revisão devido a luxação. Com o estudo realizado, o autor verificou uma taxa de sucesso do implante de 95.3% a 11,2 anos, o que é consonante com o pretendido quando comparado com as próteses convencionais.

Num outro estudo protagonizado por Hutt et al. [63] em 2014, semelhantes resultados foram obtidos com os anteriores. No estudo 75 pacientes com idade média de 52 anos receberam a prótese CFP, dos quais apenas 67 são conhecidos os resultados ao fim de um período de observação de 9,3 anos. Dos resultados obtido, o autor verificou que o HHS melhorou de 50 para 91 no pós-operatório, sendo que não foi reportada nenhuma complicação relacionada com a haste femoral, concluindo-se assim uma taxa de sucesso para a haste femoral de 100% a 10 anos.

O design das próteses, MAS, Apex ARC e TSI, figura 3.21, aparenta ser muito semelhante. Por um lado, as próteses, MAS e Apex ARC têm a característica comum

de apresentarem estrutura modular, enquanto que pelo outro, a prótese TSI, desenvolvida através do estudo das duas próteses anteriores, apresenta uma estrutura em monobloco que permite assim combater os problemas associados com a estrutura modular anteriormente referidas. No entanto a prótese TSI também pode conter uma estrutura modular.

As próteses, tal como acontece na CFP, apresentam uma haste curva. A sua geometria é composta por uma secção transversal trapezoidal e cónica, um *T-back* lateral que melhora a estabilidade na existência de momentos de torção, um alargamento cónico proximal para promoção de transferência de carga de compressão na região proximal do fémur e uma ranhura na zona distal que reduz a rigidez da prótese. A combinação modular é feita através de um pescoço modular constituído em Crómio-Cobalto. Quanto à sua superfície, todas elas apresentam 1/3 da zona proximal com revestimento de misto de cálcio-fosfato titânico e hidroxiapatita. A variante de tamanhos exposta para este tipo de prótese varia entre 80 e 150 mm [52].

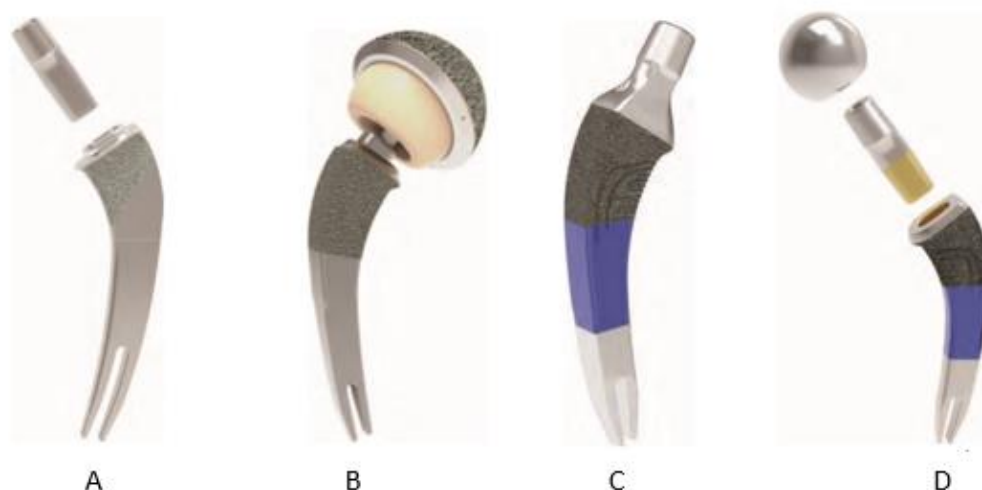


Figura 3.20 – a) Prótese MAS; b) Prótese Apex ARC; c) Prótese TSI monobloco; d) Prótese TSI modular [52].

Na literatura existem poucos resultados clínicos associados a este tipo de próteses, encontrando apenas dois estudos realizados na Austrália referentes às próteses, MAS e Apex ARC. No estudo relativo à prótese MAS, protagonizado por Van der Rijt's et al. [72], 59 implantes foram introduzidos em 55 pacientes, com uma média de idades de 52 anos. O período de observação ocorreu entre 3 e 32 meses, verificando-se uma morte não relacionada com a prótese. Dos resultados obtidos, não foi necessária nenhuma cirurgia de revisão, havendo, no entanto, uma fratura intraoperatória e uma subsidência do implante. O autor conclui que o implante assegurava estabilidade, bem como formação de crescimento ósseo na zona proximal do fémur, constato pelas radiografias, onde é possível observar a formação de osso na zona calcar (Figura 3.22). McTighe et al. [73] reportou um estudo clínico onde foram introduzidas entre Abril de 2010 e Outubro de 2012, 1790 próteses Apex ARC. Das 1790, oito tiveram que ser removidas, três devido a luxação, duas por perda acética, duas por infeção e uma por seleção errada da componente modular do pescoço femoral.

Durante o tempo de observação de 29 meses o autor reportou uma taxa de sucesso do implante de 99,5%. Também neste caso foi observado o crescimento ósseo na região calcar do fêmur, indicando que o implante promove uma distribuição de cargas na região proximal adequada para a remodelação óssea.

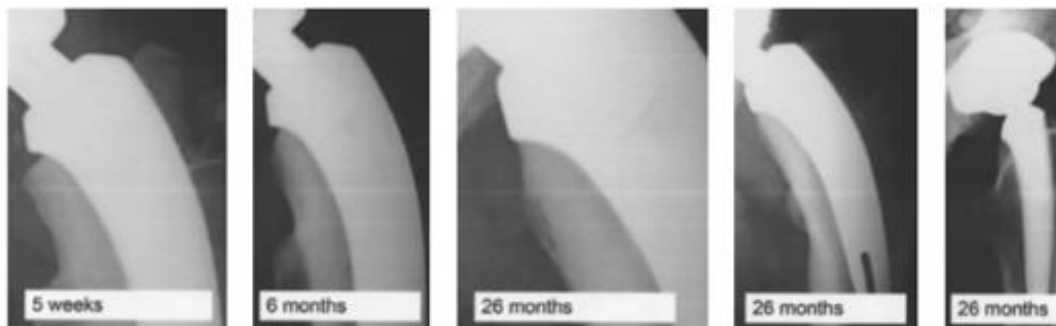


Figura 3.21 - Remodelação óssea observada na região calcar na prótese MAS [72].

Quanto a restantes próteses encontradas na literatura referentes a próteses curvas de preservação do pescoço femoral encontram-se as próteses *Corin Mini-Hip* e *Nanos*. Quanto à prótese *Corin Mini-Hip* (figura 3.23), esta também apresenta haste curva, seguindo os mesmos princípios das anteriores, MAS, CFP e TSI. A sua estrutura é semelhante à da prótese CFP, apresentando um corpo em titânio monobloco, com um design que lhe permite a promoção de contacto lateral na região distal. A *Mini-Hip* tem como comprimentos atribuídos entre 79.5 e 117.5 mm. A sua superfície é coberta em 2/3 por um revestimento de cálcio-fosfato titânico, com a zona distal de superfície polida para minimizar os efeitos de *stress-shielding* na região proximal [52][70].



Figura 3.22 - Prótese Corin Mini-Hip [52][74].

Dettmer et al. [74], realizou um estudo comparativo em 2015, entre a utilização de prótese de *Resurfacing* com a utilização de prótese de preservação do pescoço femoral, *Mini-Hip*. No que à prótese de preservação diz respeito, submetidas a intervenção 73 pacientes, dos quais 55 eram homens e 18 mulheres, com uma média de idades de 48.2 anos. O período de observação para esta prótese decorreu durante 495 dias, ao fim dos quais o autor verificou que apenas existia a informação relativa a 70 pacientes. Destes, dois submeteram-se a cirurgia de revisão, um devido à ocorrência de infeção e outro por perda acética. Existiu também neste grupo um caso adicional onde ocorreu uma fratura na região calcar. Do observado, o autor constatou que com a utilização deste tipo de prótese, o alívio de dor, as atividades diárias e a qualidade de vida do paciente obtiveram uma melhoria significativa no pós-operatório.

A prótese *Nanos*, figura 3.24, apesar de ser uma prótese que permite reter parte do pescoço femoral tem como local de estabilização a zona da metáfise. O seu design faz com que esta prótese tenha uma conexão à zona calcar permitindo assim a transferência de carga, tendo também uma conexão cortical na região lateral distal para suporte e distribuição de carga na direção varos. A *Nanos* também possui um corpo com formato monobloco em titânio, com uma configuração cônica 12/14 na cabeça-pescoço. Tal como na *Mini-Hip*, a *Nanos* tem 2/3 da superfície coberta. Esta cobertura é formada por uma camada misturada de cálcio-fosfato titânico com hidroxiapatita [52].

Budde et al [75], reportou um caso de estudo em 2015, onde foram intervencionadas 18 pessoas com próteses *Nanos*, apresentando idades médias de 53.6 anos. Após o tratamento, 14 pacientes foram seguidos com observações radiológicas periódicas a 3, 6, 12 e 24 meses, com o intuito de verificar a existência de migração do implante. Os resultados detetaram a existência de uma migração ligeira até aos 3 meses após a introdução do implante, estabilizando a fixação da prótese após esse período. Os autores observaram um aumento do valor de HHS de 55.9 para 97.3 ao fim dos 24 meses de observação, concluindo que era possível obter-se uma boa fixação e estabilidade inicial da prótese, bem como uma boa osseointegração, limitando assim o surgimento de perda acética.



Figura 3.23 - Radiografia da localização da prótese *Nanos* e seu aspeto [52][75].

Outro tipo de prótese que tem estabilização no pescoço femoral, são as próteses que apresentam envolvente lateral. Após pesquisa ficou patente que a prótese mais referida como tendo uma envolvente lateral é a *Proxima* da Depuy, representada na figura 3.25. Esta prótese resulta da evolução da prótese desenvolvida por Santori, que se apresenta como uma prótese anatômica, contendo um flanco lateral que se fixa na superfície lateral do endósteo acima do eixo médio do fêmur e do córtex lateral femoral. Santori constatou que com a utilização deste género de prótese, por apresentar uma geometria mais volumosa, ocorreria o risco de fratura da região calcar, devido à preservação do pescoço femoral. Este facto deve-se à abertura do canal femoral, com a preservação do pescoço, ter um diâmetro inferior ao apresentado pela dissecação convencional. Com a utilização de um flanco lateral, Santori verificou a possibilidade de aumento de suporte e consequente estabilidade da prótese.

A *Proxima* aplica estes princípios de design, contendo assim um flanco trocântérico lateral e uma geometria anatômica nos planos antero-posterior e médio-lateral permitindo preencher a zona da metáfise. Tal como na prótese de Santori, o flanco lateral fixa-se ao osso esponjoso do trocânter maior, aproveitando assim a qualidade e quantidade de osso esponjoso presente nesta área, de forma a proporcionar uma maior estabilidade rotacional. Como se trata de uma prótese em que a dissecação do pescoço femoral é menor no lado medial, a região calcar é poupada sendo o corte no lado lateral ao nível da fossa periforme (Figura 3.26). A superfície da prótese *Proxima* apresenta um revestimento em titânio com uma fina camada de Hidroxiapatita, exceto na zona distal onde a prótese é polida. Apesar de a prótese ser recomendada para pessoas mais jovens, devido aos bons resultados obtidos neste sector etário, é possível expandir a sua utilização até pessoas com 88 anos [52][60].



Figura 3.24 - Radiografia mostrando o posicionamento da prótese *Proxima* e o nível de corte da cabeça femoral [52][60].

Kim et al. [76] reportou em 2011 um estudo clínico sobre a prótese *Proxima*. Nesse estudo foram submetidos a artroplastia da anca entre Maio de 2004 e Janeiro de 2007 dois grupos distintos em termos de facha etária. Um dos grupos apresentava uma facha etária inferior a 65 anos, no qual foram introduzidas 114 próteses,

enquanto o outro grupo apresentou pacientes com faixa etária superior a 66 anos, com a introdução de 112 próteses no mesmo. O tempo médio de observação destes grupos foi de 7.5 anos e 7.6 anos, respetivamente. O autor verificou que o valor de HHS entre o pré e pós-operatório melhorou significativamente em ambos os grupos. Para o grupo de pacientes mais jovens esse valor aumentou de 43 para 95 e no grupo de pacientes mais idosos aumentou de 36 para 91. Em termos de complicações pós-operatórias, Kim et al. [76] apenas relatou a ocorrência de uma fratura na região calcar que se estendeu até à zona proximal do fémur e no qual uma cirurgia de revisão foi necessária.

Com estes resultados, o autor constatou que apesar da pior qualidade óssea demonstrada pelos pacientes com idade superior a 65 anos foi possível a existência de uma fixação e estabilidade inicial da prótese mesmo não contendo esta um suporte distal, resultando assim numa satisfatória avaliação do implante.

Por fim fica apenas faltar referir a subclasse das próteses retas. Estas são as próteses caracterizadas por apenas serem inseridas na região do pescoço femoral. Segundo a literatura estas próteses são consideradas como sendo híbridas, pois aparentam ser a junção entre as próteses curvas de preservação do pescoço com as próteses de *Mid-Head Resurfacing*. Este tipo de prótese é uma alternativa viável às próteses de *Resurfacing*. No mercado existem diversos modelos com esta designação, dos quais se destacam a *Silent Hip*, *Primoris Neck Replacement*, *TSI Neck Plug*, *CUT Femoral Neck Prosthesis* e *Spiron* (figura 3.26). Do observado na literatura dentro desta gama de próteses as mais comumente abordadas são a *Silent Hip* e a *Spiron*. Todas estas próteses apresentam geometrias semelhantes, constituídas por um corpo cónico com a sua fixação a ocorrer no pescoço femoral como já referido. Quanto à sua geometria, todas possuem um cone com formato 12/14 que promove a ligação da cabeça ao pescoço da haste.



Figura 3.25 - Diversos modelos da Prótese reta, a) *Spiron*; b) *TSI*; c) *Primoris*; d) *Silent Hip*; e) *CUT*[52][70].

Uma das próteses que apresenta uma silhueta mais em contraste com o restante grupo é a prótese CUT, figura 3.26, pois a mesma contém na sua estrutura uma extensão distal que permite o suporte do implante por contacto com a região do

córtex lateral do fêmur. O material utilizado nesta prótese é formado por Cromo-Cobalto-Molibdênio, no qual a estrutura da prótese apresenta uma camada macroporosa. Também de referir que esta prótese apresenta uma constituição modular, permitindo assim a escolha de diferentes offsets [52].

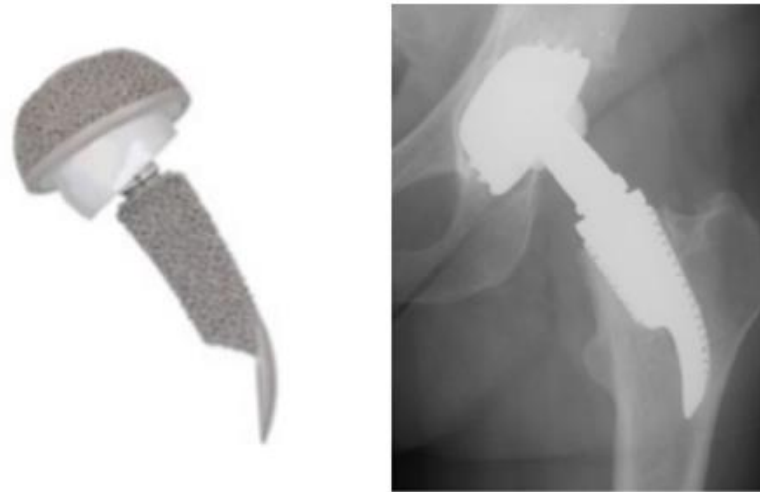


Figura 3.26 - Prótese CUT[70].

Uma das próteses mais abordadas, a *Spiron*, exposta na figura 3.27, apresenta um corpo cônico, com a característica de este ter um design em parte semelhante ao de um parafuso. O seu desenvolvimento teve como público alvo os pacientes jovens, que devido à sua idade têm maior tendência de serem submetidos a uma cirurgia de revisão futuramente. Esta prótese garante estabilidade do implante no osso, reduzindo a carga existente na interface osso-implante. Devido ao seu formato, a *Spiron* permite uma distribuição de carga natural no fêmur, impedindo a reabsorção óssea na interface implante-osso. O material utilizado na fabricação deste gênero de prótese é uma liga de titânio-vanádio que é coberta com uma camada de revestimento de cálcio-fosfato. O design e o revestimento deste dispositivo permitem que a que ocorra na sua superfície uma melhor osseointegração [52][77].

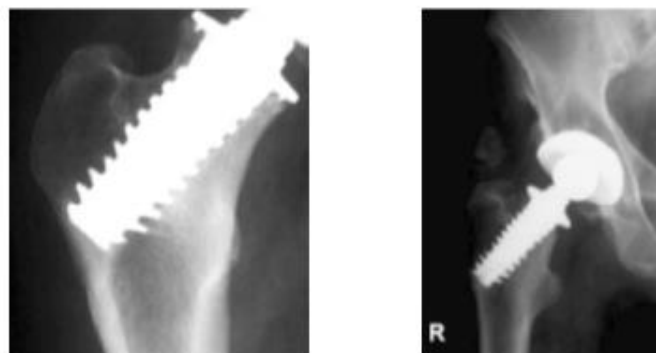


Figura 3.27 - Prótese Spiron e respectiva radiografia [52][70].

A *Silent Hip*, desenvolvida pela *Depuy*, apresenta um design que permite que curta remoção do pescoço femoral, maximizando a preservação óssea na região do trocânter maior, metáfise e diáfise. Tal como nas restantes o seu formato é cónico, tornando-a ideal para a prática de cirurgias pouco invasivas. O seu design conservador permite a preservação dos tecidos moles e de quantidade óssea necessária para uma possível cirurgia de revisão. A prótese é especialmente indicada para pessoas jovens com idades inferiores a 65 anos. Tal como as restantes tem um cone 12/14 de ligação entre a cabeça e o pescoço femoral, e uma superfície com revestimento de titânio para a promoção de osseointegração.



Figura 3.28 - Prótese Silent Hip [70].

3.3.2.3 Estabilização na Metáfise

A classe de próteses que origina a sua estabilização na região da metáfise, tem duas formas estruturais que permitem a divisão desta classe em próteses cónicas e próteses de formato anatómico. Esta é a classe que apresenta o maior segmento de próteses utilizadas nos Estados Unidos, estando a maior utilização das próteses abordadas anteriormente conferido à Europa.

Nesta classe, o nível de osteotomia efetuado na cabeça femoral é idêntico ao praticado na ressecção convencional, o que faz com que as técnicas cirúrgicas aplicadas não precisem de modificações.

A subclasse de próteses que tem vindo a apresentar maiores taxas de utilização é a das próteses cónicas. Nesta subclasse, a maioria das próteses descende de versões de próteses de comprimento convencional, apresentando a mesma geometria e design, encurtando apenas o comprimento da prótese. O design do implante proporciona um ajuste apertado do implante no plano frontal, sendo a prótese plana no plano sagital. Como esta prótese não é uma prótese com o formato anatómico, não ocorre o preenchimento anterior e posterior fazendo com que o contacto da superfície do implante ocorra primeiramente com o osso esponjoso. A esta subclasse estão associadas as próteses, *Tri-Lock Bone Preservation Stem*, *Taperloc Microplasty Stem*, *Mayo Conservative Stem*, *Metha Short Stem*, *ACCOLADE II* (Figura 2.40) [52][55].

Na outra subclasse, tal como o nome indica, as próteses apresentam o formato anatómico inerente ao fémur com percentagens de anteversão entre 6 e 12°. Estas próteses apresentam configuração monobloco e preenchem grande parte da área da metáfise. Alguns designs podem apresentar um flanco lateral com o intuito de criar maior estabilidade. A esta subclasse estão atribuídas próteses como a *Balance Microplasty Stem*, *ABG II Anatomic Stem*, *Revelation microMAX Hip Stem* [52].

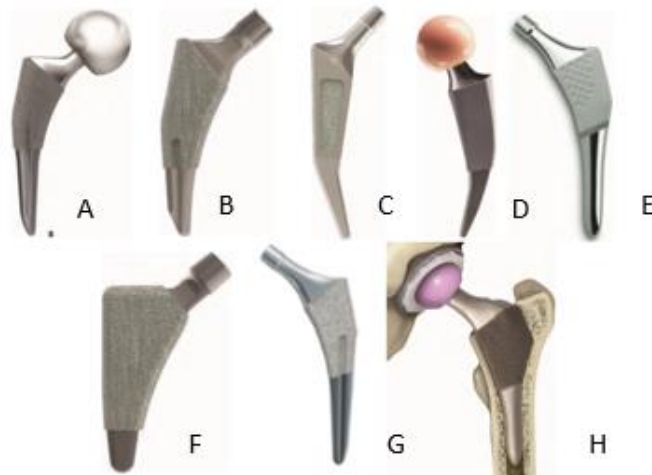


Figura 3.29 - a) Tri-Lock; b) Taperlock Microplasty; c) Mayo; d) Metha; e) ABG II; f) Balance Microplasty; g) ACCOLADE II; h) Revelation microMAX [52][70].

A prótese *Tri-Lock Bone Preservation Stem*, é semelhante à sua antecessora prótese *Tri-Lock* convencional. Esta tem como características uma geometria fina no plano anterior-posterior, uma redução do ombro lateral e um comprimento otimizado em comparação com a sua antecessora o que lhe confere a possibilidade de uma redução na quantidade de osso removido. O seu formato é cónico, tendo como material aderente titânio com superfície porosa e exibindo uma configuração monobloco, no qual tem um perfil cónico 12/14 na cabeça-pescoço femoral [52].

Sperati et al. [78] em 2014 observou que de uma introdução de 101 próteses *Tri-Lock* (figura 3.30) em pacientes cuja idade média foi de 69 anos, a prótese apresentou resultados positivos, já que permitiu a preservação de osso e tecido mole, manteve o trocânter maior inviolável, o que faz com que caso seja preciso uma cirurgia de revisão está ocorra sem grandes complicações devido à existência de densidade óssea. Durante um período de observação médio de 27.3 meses, das 101 próteses apenas 1 sofreu mobilização acética, devido ao paciente continuar a praticar trabalhos pesados.



Figura 3.30 - Prótese Tri-Lock de preservação óssea [78].

Tal como a prótese anterior, a *Taperlock Microplasty*, observada na figura 3.31, provem do design pré-existente da sua prótese convencional. No entanto o novo design apresenta algumas mudanças para que seja possível a aplicação de cirurgia pouco invasiva. Esta prótese apresenta uma redução distal em 35 mm em comparação com a sua antecessora, tendo uma geometria cônica plana para estabilidade rotacional, permitindo assim a transferência de carga proximal.

Molli et al. [79] numa comparação entre próteses curtas com longas onde uma prótese *Taperlock Microplasty* foi utilizada para comparação, visualizou a implantação de um total de 269 próteses. A média de idades dos pacientes era idêntica quer para a prótese convencional quer para a prótese curta, 63 anos. Dos resultados obtidos foi possível validar que a performance da prótese curta se equiparou à da prótese convencional uma vez que o HHS foi semelhante ao fim do período de observação médio de 2.4 anos. Para a prótese curta o valor médio de HHS aumentou de 49.9 para 83.1 e do qual ao fim desse mesmo período foi observada uma revisão da haste femoral. Os autores reportam uma taxa de sobrevivência da prótese curta em 99% ao fim do tempo de observação.



Figura 3.31 - Observação da evolução radiográfica ao longo do tempo de observação para a prótese Taperlock Microplasty [79].

A *Metha Short Stem* é uma prótese com fixação na zona da metáfise, tal como é possível observar na figura 3.32, porém é considerada mais preservadora do pescoço femoral que as restantes próteses da classe. A prótese segue o mesmo estilo de design apresentado pela *Mayo*. O seu design permite que a sua implantação ocorra na base do pescoço, tendo uma região trocantérica reduzida para reduzir o dano nos tecidos moles. A sua haste apresenta uma ligeira curvatura no plano anterior-posterior, tendo uma ligação cônica 12/14 entre a cabeça e pescoço. A sua estrutura pode ser modular ou monobloco. Na estrutura monobloco a prótese é toda em titânio, enquanto que na estrutura modular o pescoço é Cromo-Cobalto [52].

Wittenberg et al. [80] num estudo com um tempo de observação de 5 anos, observou a implantação de 250 próteses *Metha*, em pacientes cuja idade média atingiu os 60 anos. Das 250 próteses inicialmente implantadas, apenas se obteve informação de 204 ao fim do tempo de observação. O autor constatou que o HHS subiu substancialmente de 50 para 97 após o período de observação. Das 204 próteses, foram necessárias 9 cirurgias de revisão, três por problemas infecciosos, três por perda acética, num caso em que ocorreu a quebra da cabeça cerâmica, dois por deslocamento da prótese.



Figura 3.32 - Radiografia dos diversos estágios de observação da prótese *Metha* [80].

A prótese *ABG II Anatomic Stem*, apresenta um design anatómico que segue os contornos anatómicos do fémur nas três dimensões. Em termos estruturais esta prótese pode ser também monobloco ou modular. Em formato monobloco apresenta como material constituinte o titânio sendo a sua superfície proximal revestida com Hidroxiapatita. No formato modular a haste é constituída de titânio e o pescoço femoral por Cromo-Cobalto

A prótese *Balance Microplasty stem*, foi construída tendo como base a versão convencional da mesma, sendo esta uma versão que apresenta uma fixação por pressão (“*press-fit*”). A *Balance Microplasty* incorpora uma geometria anatómica de ajuste e preenchimento, permitindo a conservação tanto do osso como dos tecidos do fémur. Apresenta uma estrutura monobloco em titânio com uma camada de

revestimento em Cálcio-Fosfato. Quanto ao seu design de referir que a prótese apresenta uma anteversão de 5° na zona do pescoço.

As avaliações quer da *ABG II Anatomic Stem*, quer da *Balance Microplasty stem* não foram possíveis devido à falta de resultados clínicos relacionadas com as mesmas.

Por fim a prótese *Revelation microMAX Hip Stem*, tal como as anteriores próteses, provem do design da prótese convencional *Revelation Lateral Flare stem*. A redução do comprimento desta prótese permite a conservação de mais osso nativo bem como uma preservação dos tecidos adjacentes. A prótese apresenta um perfil anatómico com a existência de um flanco lateral que permite a distribuição de cargas para a região lateral do fémur. Também apresenta uma anteversão de 5°. Esta prótese é a que se encontra mais recentemente no mercado em comparação com as anteriores pelo que ainda não existem dados clínico quanto à sua avaliação [52].

Na tabela 3.4 está exposto um quadro resumo dos estudos identificados nesta secção correspondentes a cada geometria das próteses curtas.

Tabela 3.4 - Resultados clínicos referentes a cada tipo de prótese.

| Estudo | Prótese | Casos | Tempo de Observação (anos) | Taxa de Sucesso (%) | Revisões | Complicações pós-operatórias |
|----------------------------|----------------------------|-------|----------------------------|---------------------|----------|--|
| Kendoff et al. [71] | CFP | 149 | 11,2 | 95,3 | 11 | Perda acética Luxação |
| Hutt et al. [63] | CFP | 75 | 9,3 | 100 | 0 | Não registada |
| Van der Rijt's et al. [72] | MAS | 59 | 2,7 | 100 | 0 | Não registada |
| McTighe et al. [73] | Apex ARC | 1790 | 2,4 | 99,5 | 8 | Perda acética Infeções Luxação |
| Dettmer et al [74] | Corin Mini-Hip | 73 | 1,4 | 97,3 | 2 | Infeções Perda acética |
| Budde et al. [75] | Nanos | 18 | 2 | 100 | 0 | Não registada |
| Kim et al. [76] | Proxima | 226 | 7,5 | 99,6 | 1 | Fratura na região calçar |
| Sperati et al. [78] | Tri-Lock Bone Preservation | 101 | 2,3 | 99 | 1 | Mobilização acética |
| Molli et al. [79] | Taperlock Microplasty | 269 | 2,4 | 99 | 1 | Fratura |
| Wittenberg et al. [80] | Metha | 250 | 5 | 97 | 9 | Infeções Perda acética Fratura da cabeça cerâmica Luxação |
| Falez et al. [67] | Mayo | 160 | 4,7 | 97,5 | 4 | Fratura Perda acética Mobilização acética |

3.4 Materiais utilizados na Artroplastia

Os materiais utilizados na substituição da articulação da anca devem ser escolhidos de acordo com o estado clínico apresentado pelo paciente, idade, possíveis problemas associados aos materiais como reações alérgicas e atividade física desempenhada pelo paciente. Atualmente existe uma gama alargada de hipóteses de escolha dos materiais a utilizar nas componentes protésicas tanto da parte femoral como da parte acetabular, estando este leque de hipóteses agrupado em metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos [81].

Os materiais utilizados nas próteses da artroplastia da anca devem seguir requisitos específicos para que o bom funcionamento dos componentes seja conseguido, permitindo assim replicar o funcionamento anteriormente desempenhado pelos constituintes naturais da articulação. De entre os requisitos necessários os principais residem nas características mecânicas e biológicas apresentadas pelos respetivos materiais. Dentro das características biológicas, a biocompatibilidade assume o papel preponderante no bom funcionamento do implante já que permite, no caso de um material biocompatível, a interação entre os tecidos corporais e o material da prótese sem o surgimento de complicações como reações tóxicas, alérgicas e inflamatórias que podem por em causa a vida do paciente. As características biológicas dos materiais podem ser denominadas bioinertes ou bioativos. Os materiais bioinertes apresentam uma interação biológica com os tecidos adjacentes reduzida, o que conduz a que não ocorram reações significativas entre os tecidos circundantes e a prótese. Dos materiais bioinertes usados na artroplastia da anca destacam-se os metais das hastes femorais e os cerâmicos como a Alumina e a Zircônia. Por seu turno, os materiais bioativos estabelecem uma interação entre o tecido ósseo e a superfície da prótese promovendo o crescimento e formação de osso nesta superfície, levando a uma ligação mais forte e estável na interface implante-osso. O material bioativo mais usado na artroplastia da anca é a hidroxiapatita, porém também é possível a utilização de *Bioglass* como material bioativo. O *Bioglass* é formado pela mistura de Silício, Sódio, Potássio, Cálcio e Magnésio.

No que às características mecânicas diz respeito os materiais protésicos devem apresentar elevada resistência à fadiga por consequência das cargas cíclicas, resistência ao desgaste provocado pela fricção entre componentes e resistência à corrosão devido à presença de fluido sanguíneo no local onde a prótese se encontra. [81][82][83].

3.4.1 Materiais Metálicos

Os metais foram os primeiros materiais utilizado na artroplastia da anca, dada as suas características mecânicas proporcionarem um bom funcionamento articular. Charnley em 1960 apresentou uma prótese cuja componente femoral era de aço inoxidável e que tinha um componente acetabular à base de polietileno. Esta configuração metal-polietileno enquadra-se como a base do desenvolvimento das próteses na artroplastia da anca. Atualmente a utilização de aço inoxidável não é tão

recorrente uma vez que quando introduzido no canal femoral, apresentar níveis de corrosão. Outro fator que também conduziu ao abandono deste material é o facto de apresentar um módulo de elasticidade bastante superior ao do osso (200 GPa), conduzindo assim à existência de *stress-shielding*. Para colmatar estas falhas o aço inoxidável foi substituído pelo Cromo-Cobalto, que apesar de apresentar um módulo de elasticidade superior ao aço inoxidável (240 GPa), tem elevada resistência à corrosão. Também é possível observar componentes femorais constituídos à base de Titânio que têm como principal vantagem, em relação ao Cromo-Cobalto, um módulo de elasticidade mais próximo do osso (110 GPa) prevenindo assim uma maior incidência de *stress-shielding* [81].

Normalmente é associado o material de titânio às artroplastias não cimentadas, pois como estas são efetuadas em pessoas mais novas e mais ativas é necessário prevenir o efeito de *stress-shielding* que levaria à perda óssea e por conseguinte à falha do implante. Com o baixo módulo de elasticidade do titânio a transferência de cargas para a parte óssea é superior do que no Cromo-Cobalto, existindo assim uma menor reabsorção de osso. Com este revestimento é possível uma maior estabilização da prótese dado o aumento de adesão entre o implante e o osso adjacente. Uma das grandes desvantagens do titânio é a reduzida resistência ao desgaste o que faz com que a sua utilização em superfícies que necessitem de movimento, como é o caso da ligação entre a cabeça femoral e o componente acetabular, seja impraticável [82][83].

No que toca ao caso do Cromo-Cobalto, a sua utilização é maioritariamente aplicada à artroplastia cimentada em conjunto com o polimetacrilato-de-metilo (cimento ósseo). O Cromo-Cobalto também pode ser utilizado em superfícies de movimentação devido a apresentar resistência ao desgaste ao contrário do Titânio. Um dos pontos fracos da utilização deste tipo de material é o facto de apresentar maior ocorrência de *stress-shielding*, especialmente se for utilizado em artroplastias não cimentadas, devido ao elevado módulo de elasticidade. Uma vez que a utilização deste material pode ser efetuada em superfícies articulares, é de referir que pode existir uma ligação metal-metal entre os componentes da artroplastia da anca. Com esta configuração é conseguida uma movimentação entre componentes de baixo desgaste e com resistência ao impacto, em que a libertação de partículas de metal é muito inferior à configuração convencional de metal-polietileno. Porém esta libertação de partículas apesar de parecer ser inerte, sendo que o fenómeno de osteólise é raro, tem sido alvo de observação por parte da comunidade científica, dada a concentração de partículas de metal encontradas na corrente sanguínea. Com esta interação metal-metal a sua utilização pode ser efetuada em pessoas mais ativas o que aumenta assim a longevidade dos implantes aplicados neste tipo de pacientes [27][82].

Outro material que tem vindo a ser aplicado na artroplastia é o Tântalo que reporta uma estrutura trabecular sendo por isso denominado de metal trabecular. Este material tem sido aplicado devido a conter um módulo de elasticidade que se situa entre o osso trabecular e o osso cortical (1-16 GPa). Apresenta biocompatibilidade e permite o rápido crescimento ósseo nas suas cavidades porosas. A superfície da prótese de tântalo tem um elevado coeficiente de atrito o que

proporciona uma melhor fixação ao osso adjacente e uma estabilidade articular. A sua utilização em artroplastia cimentada pode provocar a deformação do cimento ósseo devido ao baixo módulo de elasticidade do tântalo [81].

3.4.2 Materiais Poliméricos

A utilização de polímeros na artroplastia da anca tem sido bastante implementada desde o surgimento da artroplastia cimentada por Charnley, muito por culpa das características mecânicas associadas aos polímeros. O principal material polimérico em uso atualmente na artroplastia da anca é o polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), que proporciona uma superfície articular de baixo atrito entre os componentes protésicos. Em comparação com o polietileno convencional, o anteriormente referido proporciona uma melhoria das características, ao nível da resistência ao impacto, abrasividade, viscosidade e densidade. A colocação do polietileno está confinada à componente acetabular na artroplastia da anca, o que resulta numa superfície articular metal-polietileno entre componentes [82][83].

Porém a utilização de superfícies articulares de polietileno conduz ao principal problema retratado na literatura referenciado a este material, a libertação de partículas. Com a libertação de partículas, provocada pelo contacto entre o componente femoral e o componente acetabular, aparece o fenómeno de osteólise no qual ao longo do tempo a perda óssea torna-se recorrente. Como a libertação de partículas de polietileno ocorre junto à haste femoral, é inevitável a falha do implante estando este facto associado ao principal problema com a utilização de componentes acetabulares de polietileno. Uma forma de providenciar um melhoramento da resistência no desgaste do polietileno é o aumento do seu peso molecular com a formação de ligações cruzadas, sendo esta técnica denominada de *Highly Crosslinked Polyethylene*. Com a utilização desta técnica e com a verificação do aumento de resistência ao desgaste é possível a introdução de cabeças femorais inferiores, o que leva a uma maior estabilização articular e a uma maior amplitude de movimentos [27][83].

3.4.3 Materiais Cerâmicos

Os materiais cerâmicos utilizados na artroplastia da anca são classificados como bioinertes ou bioativos. No caso de material bioinerte existem dois tipos de aplicabilidade, Alumina e Zircônia. A Alumina foi o primeiro material cerâmico a ser introduzido na artroplastia da anca, dadas as suas propriedades de dureza, biocompatibilidade e estabilização em contacto com os fluidos circundantes, já que se trata de um material inerte, proporcionando um melhoramento de performance e longevidade dos implantes. A Alumina tem também como característica ser resistente ao desgaste o que permite ser um material adequado para superfícies articulares. A alumina pode ser utilizada como material da cabeça femoral ou ser utilizada na componente acetabular. Com tanto a cabeça femoral como o copo acetabular podem ser fabricadas em alumina é possível existir uma configuração alumina-polietileno ou

alumina-alumina entre estes componentes. Com a configuração alumina-polietileno é observado uma redução da quantidade de partículas libertação da interação entre a cabeça femoral e o copo acetabular em comparação com a configuração metal-polietileno. A Zircônia também é outro material cerâmico em uso na artroplastia da anca sendo a sua aplicação mais frequente nas cabeças femorais atualmente. A Zircônica apresenta maior resistência mecânica que a alumina.

Sendo assim as características dos materiais cerâmicos permitem uma aplicação cerâmica-cerâmica como alternativa em pessoas jovens com maior atividade diária, o que proporciona um funcionamento superior da prótese devido ao baixo desgaste provocado pela mobilidade entre superfícies dos componentes. No entanto os materiais cerâmicos tendem a ser mais frágeis, o que na ocorrência de uma queda pode provocar a fratura do implante por isso a sua aplicabilidade tem de estar enquadrada com as atividades do paciente para prevenir o risco de fratura.

Quanto aos materiais bioativos utilizados constam a hidroxiapatita ou o *Bioglass*. Tanto um como o outro são materiais de revestimento para promoção de crescimento ósseo levando a cabo uma melhor adesão e estabilidade entre as superfícies da prótese e o osso adjacente [27][83].

3.4.4 Materiais Compósitos

A utilização de compósitos na artroplastia da anca permite que quando adicionados aos materiais anteriormente relatados melhorem as suas propriedades mecânicas, levando assim a uma melhor performance dos componentes protésicos. De entre os compósitos utilizados destacam-se a polissulfona, a fibra de carbono, os compósitos cerâmicos e o poliéster-éter-cetona (ou PEEK) [81].

Através da figura 3.33, é possível observar as diferentes configurações, relatadas anteriormente, utilizadas na substituição da articulação da anca.



Figura 3.33 - Diferentes configurações dos componentes para a superfície articular da anca [84].

3.5 Abordagens Cirúrgicas

As abordagens cirúrgicas variam de cirurgião para cirurgião, dependendo da sua experiência pelo que a melhor abordagem a utilizar continua a ser debatida na comunidade científica. Em cada abordagem cirúrgica existem diversos objetivos de interesse tanto para o cirurgião como para o paciente. Cada abordagem deve permitir ao cirurgião uma boa visualização tanto da região acetabular como femoral, ser pouco invasiva de modo a não comprometer os tecidos adjacentes e assim prevenir possíveis complicações e conduzir o paciente a uma recuperação pós-operatória mais célere permitindo assim que o mesmo volte às suas atividades diárias mais rapidamente [85].

Atualmente são utilizadas na artroplastia da anca três abordagens cirúrgicas que são possíveis de serem visualizadas na figura 3.36.

- Abordagem Posterior;
- Abordagem Antero-lateral;
- Abordagem Anterior.

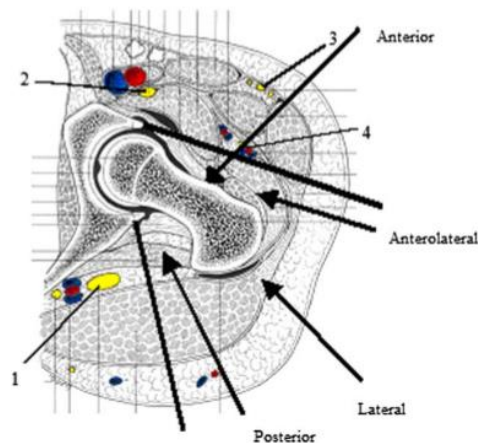


Figura 3.34 - Diferentes abordagens cirúrgicas da artroplastia da anca [85].

Através da visualização da tabela 3.5 é possível verificar quais as vantagens e desvantagens que estão associadas às diversas abordagens cirúrgicas aplicadas na artroplastia da anca.

Tabela 3.5 - Quadro resumo das vantagens/desvantagens de cada abordagem [59][85]

| Abordagens | Vantagens | Desvantagens |
|----------------|---|--|
| Posterior | Abordagem simples Pouca libertação de sangue Rápida recuperação Melhor posicionamento dos componentes | Risco de dano do nervo ciático e da artéria glúteo inferior Mais incidência de deslocamentos pós-operatório Interrupção do fornecimento sanguíneo à cabeça femoral em artroplastia de <i>Resurfacing</i> . |
| Anterior | Preserva as estruturas posteriores e os músculos abdutores Baixo risco de deslocamento Rápida recuperação | Mesa operatória específica Dano do nervo cutâneo lateral do fêmur |
| Ântero-lateral | Abordagem simples Boa visibilidade articular Baixo risco de deslocamento | Perturbação dos músculos abdutores Dano do nervo glúteo superior Calcificação heterotópica |



Figura 3.35 - Representação esquemática das abordagens cirúrgicas [20].

Com a constante necessidade de melhoria das técnicas de operação na artroplastia da anca que levem a uma melhor e mais rápida recuperação do paciente, surgiu a necessidade de executar um procedimento menos invasivo (figura 3.35). Com um procedimento menos invasivo é possível obter uma menor danificação dos tecidos envolventes e uma perda de sangue durante a operação reduzida. Também com este procedimento é possível que o paciente tenha menos dores e que a sua recuperação e estadia hospitalar se torna curta. Contudo com o baixo grau de invasão, a exposição e

visibilidade articular tornam-se menores o que conduz a um maior tempo operatório, danificação nos nervos, fraturas femorais e mau posicionamento dos componentes [85].

3.5.1 Complicações Pós-Operativas

A artroplastia da anca enquadra-se como uma das cirurgias atualmente protagonizadas com maior sucesso, no entanto por vezes ocorrem complicações envolvendo o implante após a cirurgia. O caso mais frequente de complicações pós-operatórias é a perda asséptica do implante protésico, levando à necessidade de cirurgias de revisão [27]. Não é só a perda asséptica que conduz a artroplastias de revisão, existem também outros casos de complicações:

- Luxação da prótese
- Infeções
- Fraturas da zona periprostática
- Encurtamento do membro
- *Stress-shielding*
- Fixação deficiente dos componentes
- Reações alérgicas
- Desgaste excessivo
- Instabilidade

Existem diversos estudos no qual é possível observar que as principais razões para a existência de uma artroplastia de revisão são a perda asséptica, o surgimento de infeções e a instabilidade da prótese. Como prova disso Ulrich et al. [17] protagonizou um estudo em que reportou as principais causas existentes que levaram a uma artroplastia de revisão. Neste estudo foram revisionadas 237 próteses em que o tempo desde a artroplastia primária até à artroplastia de revisão foi de 83 meses, sendo a idade média dos pacientes de 59 anos de idade (24-89 anos). Do estudo observa-se que 51.9% das próteses foram sujeitas a revisão devido à ocorrência de perda asséptica, seguida 16.9% por instabilidade protésica, porventura devido ao mau posicionamento dos componentes e 15.6% devido a infeção.

Capítulo 4 - Taxas de Sucesso na Artroplastia da Anca

Para avaliação das taxas de sucesso na artroplastia da anca, verificaram-se os registos anuais ortopédicos apresentados por alguns países. Através destes registos é possível verificar quais são os tipos de artroplastias mais utilizados e os que apresentam melhores resultados clínicos.

Um dos registos ortopédicos observado, “*National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man*” [86], reportou que nos períodos entre 2003 e 2015 foram efetuadas 796636 artroplastias da anca, sendo a segunda artroplastia mais efetuada nesta região, só ultrapassada pela artroplastia do joelho. Desde o estudo inicial em 2003 é constatável o crescente número de intervenções cirúrgicas, tendo sido registado em 2015 um total de 83886 artroplastias da anca, sendo a intervenção com maior registo de aplicação a artroplastia não cimentada, onde foram intervencionadas 311456 que equivale a 39,1% das artroplastias totais registadas. A utilização da artroplastia cimentada ocorreu em 282548 casos que corresponde a uma percentagem de 35,5%. O método de artroplastia não cimentada atingiu o seu pico de utilização em 2010 com uma percentagem de 45%. Desde aí até 2015 a sua taxa de utilização tem vindo a diminuir, encontrando-se em 2015 com valores de 39% face aos 31% da artroplastia cimentada, valor este que permanecem estável ao longo dos últimos anos. A variação destas percentagens ao longos dos anos pode ser constatada através da observação do gráfico abaixo.

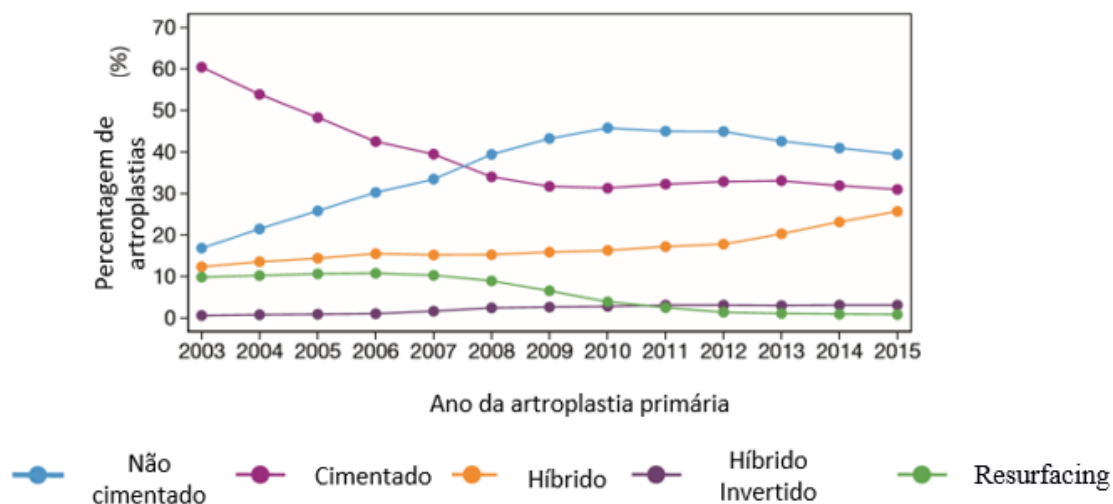


Figura 4.1 - Percentagem das diversas artroplastias da anca ao longo dos anos (Adaptado de [86]).

A cirurgia da artroplastia da anca teve como principal género incidente o feminino, com cerca de 60% das artroplastias realizadas a ocorrerem neste grupo. Nas artroplastias cimentadas a realização desta cirurgia deu-se em pacientes com idade média de 74 anos e nas artroplastias não cimentadas, a idade média foi de 65 anos. A principal causa apresentada pelos pacientes para uma artroplastia da anca foi a osteoartrose, com esta a ocorrer em 92% dos casos intervencionado.

A articulação com maior utilização quer na artroplastia cimentada quer na artroplastia não cimentada foi a composta por metal-polietileno. No caso da artroplastia não cimentada é constado um crescendo na utilização de uma articulação cerâmica-polietileno em oposição à articulação cerâmica-cerâmica.

Quanto as artroplastias de revisão foram realizadas um total de 88822 cirurgias. Deste número não são reportadas as percentagens efetivas de revisões para os dois tipos de artroplastias estudados. Foram apontadas seis causas principais para a ocorrência de uma cirurgia de revisão, enumeradas em seguida por ordem decrescente de ocorrência, perda acética, dor, reação dos tecidos às partículas originadas pelo desgaste na fricção dos componentes, luxação, infeção e fratura periprostática. A ocorrência das três primeiras complicações apresenta uma taxa crescente de revisão ao longo do tempo, atingindo o seu pico ao fim de 5 anos. Para as restantes complicações esta taxa de revisão tem o seu pico no primeiro ano após cirurgia.

De acordo com os dados apresentados conclui-se que a artroplastia da anca desde 2003 até 2015 apresenta uma taxa de sucesso de cerca de 89%.

Numa outra observação ao registo Americano, “*American Joint Replacement Registry*” [13], verificaram-se um total de 427181 procedimentos de artroplastia, dos quais 169060 foram artroplastias da anca, no qual estão incluídas artroplastias de *Resurfacing*, revisão e artroplastias primárias. Deste último caso foram registadas 150320 intervenções. Através da observação do registo é constatável que o número de procedimentos de artroplastia desde 2012 até ao ano de 2015 sofreu um aumento exponencial, verificando-se só no ano de 2015, 161040 artroplastias.

Tabela 4.1 - Número de Artroplastias nos Estados Unidos por ano (Adaptado de [13]).

| Ano | Número total de Procedimentos |
|------------|--------------------------------------|
| 2012 | 33647 |
| 2013 | 80904 |
| 2014 | 151590 |
| 2015 | 161040 |

Na análise às artroplastias primárias da anca verifica-se o registo de idade média do paciente em 65,4 anos. A principal causa reportada pelos pacientes para intervenção cirúrgicas é comum ao registo inglês, sendo a osteoartrose a principal causa, com uma incidência de aproximadamente 70%. Outros fatores associados à necessidade de intervenção prendem-se com fraturas do pescoço femoral (10.3%), complicações (9,4%), necrose avascular (2,9%) e artrite reumatóide (0.2%). No que

respeita ao tipo de articulação usual, denota-se uma predominância na articulação metal-polietileno. Este tipo de articulação tem apresentado uma diminuição constante ao longo dos respetivos anos do estudo. Esta diminuição deve-se à utilização em alternativa da articulação cerâmica-polietileno, sendo a sua principal utilização destinada a pessoas com idades inferiores a 70 anos. No entanto este tipo de articulação tem apresentado também um crescimento de utilização em pessoas superiores a 70 anos.

Quanto às artroplastias de revisão, entre 2012 e 2015 foram realizadas 17180 cirurgias de revisão. Através deste dado verifica-se uma taxa de sucesso de cerca de 89% para a artroplastia da anca. No que toca à cirurgia de revisão a principal causa associada foi a falha mecânica do componente, quer por perda acética, 15,1%, desgaste dos componentes, 5,5%, osteólise, 2,9%. As restantes causas por ordem decrescente de ocorrência foram luxação da prótese, 14,8%, ocorrência de infeções, 8,4%, e fraturas periprostáticas, 4,4%.

Por fim, foi ainda consultado o “*Norwegian Arthroplasty Register*” [12], onde através da visualização dos dados apresentados em gráficos e tabelas, também se constatou o crescendo no número de cirurgias de artroplastia da anca. Só no ano de 2015 foram registadas 8402 artroplastias primárias, sendo a principal causa novamente a osteoartrose ocorrida em 6737 casos, o que equivale a 80% das artroplastias primárias efetuadas. Outros fatores com maior ocorrência que conduziram a uma intervenção de substituição da articulação da anca, foram a existência de fratura do pescoço femoral, com ocorrência em 7,6% dos casos, displasia da anca em 6,9 %, artrite reumatóide em 1,2% e necrose avascular em 2,1%.

Tal como na observação do registo da região inglesa, também na noruega a população com maior taxa de cirurgias de artroplastia da anca foi do sexo feminino, com 67,3% das intervenções totais reportadas no relatório desde 1987 até 2015 a ocorrerem neste grupo populacional. Do reportado verifica-se que a idade média dos registos obtidos é de 69 anos, sendo a idade no sexo feminino aproximadamente 70 anos e no sexo masculino 67 anos. No ano de 2015 a faixa etária com maior intervenção foi dos 60 aos 69 anos.

Existe também o registo do método de fixação utilizado para pacientes com idades abaixo dos 65 anos, entre os 65 e os 75 anos e acima dos 75 anos. Para os pacientes com idades inferiores a 65 anos e como era de esperar o método de fixação mais usual é o não cimentado, verificando-se uma diminuição ao longo dos anos da utilização da fixação cimentada neste grupo e um crescendo na fixação híbrida, na qual a haste femoral é não cimentada e o componente acetabular é cimentado. Para os restantes dois grupos de faixa etária ocorre o inverso ao grupo anterior, no qual a fixação cimentada apresenta-se como o método mais utilizado. Tal constatação pode ser feita através da observação dos gráficos expressos nas figuras 4.2-4.4.

Legenda (Adaptado de [12]):

- - Falta de informação
- - Híbrido (haste cimentada)
- - Híbrido (componente acetabular cimentada)
- - Não cimentada
- - Haste e acetábulo cimentado sem antibiótico
- - Haste e acetábulo cimentado com antibiótico

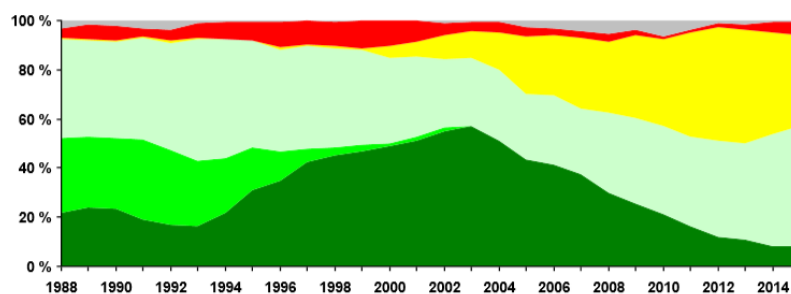


Figura 4.2 - Método de fixação para pacientes com idade inferior a 65 anos [12].

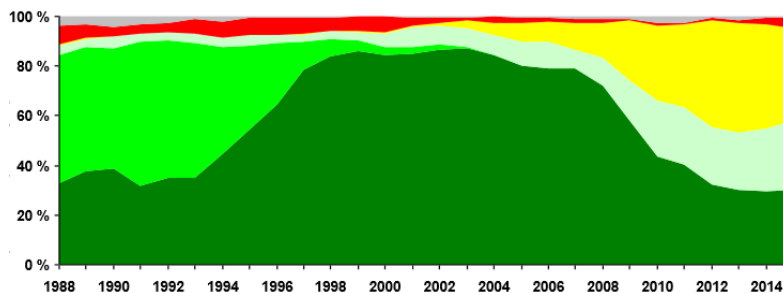


Figura 4.3 - Método de fixação para pacientes com idade entre 65 e 75 anos [12].

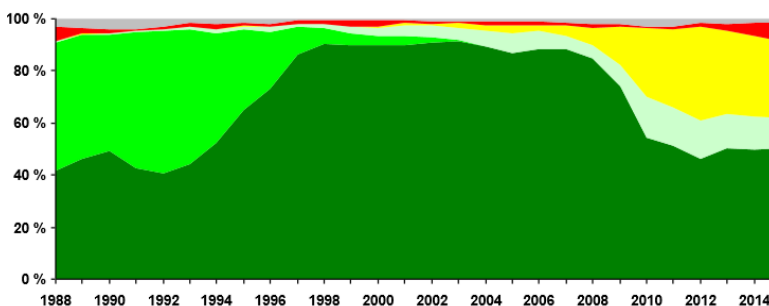


Figura 4.4 - Método de fixação para pacientes com idade superior a 75 anos [12]

O registo também refere que a estrutura utilizada nas próteses é maioritariamente uma estrutura modular. As próteses apresentam como maior utilização uma articulação de metal-polietileno, na qual em 2015 foi utilizado como materiais na articulação Cromo-Cobalto com polietileno de alto peso molecular com ligações cruzadas, mais conhecido como *Highly Crosslinked Polyethylene*.

Por fim o relatório reporta taxas de sucesso a 10 anos para a artroplastia cimentada e não cimentada superiores a 90% (Figura 4.5).

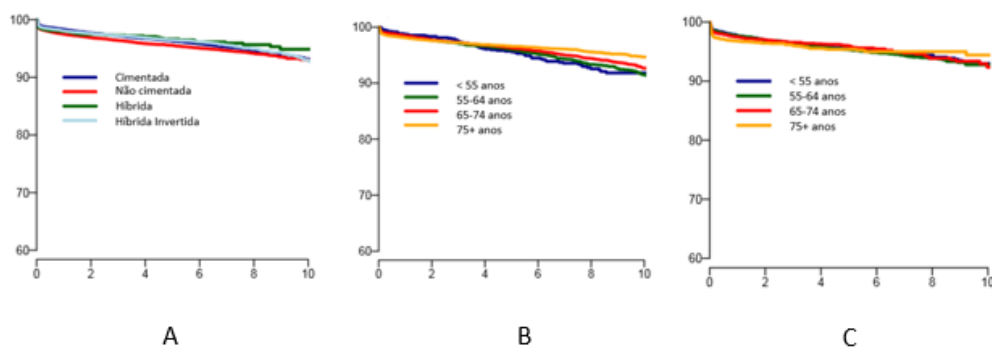


Figura 4.5 - a) Gráfico com as taxas de sucesso de acordo com o método de fixação; b) Taxas de sucesso da fixação cimentada para diversas faixas etárias; c) Taxas de sucesso da fixação não cimentada para diversas faixas etárias (Adaptado de [12]).

Com o estudo dos registos clínicos destes 3 países ficou expresso que tanto a artroplastia cimentada como a artroplastia não cimentada apresentam taxas de sucesso excelentes a 10 anos, sendo estas iguais ou superiores a 90%.

Capítulo 5 - Desenvolvimento de Modelos de próteses

Neste capítulo será abordado as diferentes hastes escolhidas para o estudo comparativo, bem como a cirurgia de artroplastia associada a cada uma destas, expondo as suas semelhanças e diferenças.

Também neste capítulo é exposto o formato de obtenção dos modelos CAD de cada haste, modelos estes necessários para à posteriori se proceder à avaliação dos mesmos modelos através de modelo de análise numérica. Para a avaliação destes mesmos modelos é necessária à sua implementação no fémur, pelo que também neste capítulo a forma como se executou a sua implementação é revista.

5.1 Escolha das Próteses para estudo

Para a concretização do objetivo deste trabalho, é necessário fazer um estudo comparativo entre hastes curtas e longas. Para esta comparação foram selecionadas três hastes, duas curtas e uma convencional, todas elas sendo hastes não cimentadas.

A escolha da haste convencional recaiu sobre a análise dos registos ortopédicos vistos no capítulo anterior, onde é possível verificar que em todos eles existe uma haste comum com maior grau de utilização, a haste *Corail* da *Depuy* (figura 5.1). Dada a sua vasta utilização decidiu-se que seria a haste ideal em termos comparativos com as hastes curvas. Esta vasta utilização também se prende com o facto de a mesma apresentar resultados clínicos excelentes, com taxas de sobrevivência do implante superiores a 90% para um tempo superior a 10 anos [69][87].

Em termos estruturais a haste apresenta-se com um formato cónico, com composição em titânio. Toda a sua superfície é composta por um revestimento de hidroxiapatita o que contrasta com o comumente utilizado nas próteses convencionais, onde apenas a parte proximal da haste apresenta revestimento para melhor adesão e crescimento ósseo. Com o seu design e o seu acabamento superficial é possível a garantia de uma estabilidade inicial adequada para a osseointegração necessária.



Figura 5.1 - Prótese Corail, Depuy [88].

A escolha das hastes curtas teve dois pontos principais, o comprimento da prótese e a zona onde ocorre a fixação da mesma. Em termos de comprimento da haste, a escolha recaiu em próteses cujo o comprimento fosse inferior a 120mm com se encontra indicado para a nomeação de próteses curtas. Em termos de zona de fixação foi observada a classificação já aqui abordada, optando-se por hastes de preservação do pescoço femoral, com fixação no pescoço e com fixação na metáfise com envolvente lateral. Para o efeito as hastes escolhidas também são da mesma empresa que da haste convencional, *Depuy*, sendo elas a *Silent Hip* e a *Proxima* (figura 5.2), também já aqui abordadas anteriormente.

A escolha pela prótese *Proxima*, teve como ponto de interesse o facto de em estudos clínicos a mesma apresentar resultados, a médio termo (2-8 anos), de taxa de sobrevivência do implante superiores a 95% [76][89][90]. Relativamente à escolha da haste *Silent Hip*, esta deveu-se ao facto de a mesma ser produzida pela mesma companhia das anteriores, o que permitiu assim fazer um termo comparativo entre hastes fabricadas pela mesma empresa, *Depuy*.



Figura 5.2 – Esquerda: *Silent Hip*; Direita: *Proxima*, *Depuy* [52][91].

5.2 Artroplastias das respetivas hastes

No que concerne à artroplastia da anca efetuada para cada haste existem pontos em concordância e pontos em discordância quanto à forma de atuação da mesma. Em todos os casos podem ser efetuadas as diferentes abordagens cirúrgicas discutidas anteriormente.

O caso mais evidente de diferença na cirurgia, prende-se com o nível de osteotomia do pescoço femoral (figura 5.3). Para o caso da haste *Silent Hip*, haste esta que das três é a que evidencia menor comprimento, a osteotomia dá-se abaixo da cabeça femoral, preservando a maioria do pescoço femoral e por consequente, permite uma maior preservação óssea quando comparada com as restantes. Com o grau de preservação efetuada, e devido ao design que a haste apresenta, a sua colocação reside no pescoço femoral, sendo a mesma efetuada por pressão (*press-fit*).

Para a implantação das outras hastes em estudo, o nível de osteotomia aumenta, porém, o nível de preservação de osso nas hastes *Proxima* e *Corail* é distinto. Na haste *Proxima*, a preservação óssea é superior, muito por culpa da menor remoção do pescoço femoral, em especial na região calcar, em contrapartida com a

haste *Corail* que se trata de uma haste convencional. Nestes dois casos também a introdução dos implantes é efetuada por pressão. Quanto à zona de fixação das mesmas, a primeira tem como local de estabilização a metáfise, com uma envolvente lateral localizada na zona do trocânter maior que permite uma maior estabilização da prótese devido à maior quantidade de osso residente nessa área, em especial quando aplicada a pessoas jovens. A outra apresenta a sua estabilização na interface metáfise/diáfise, própria de uma haste convencional.

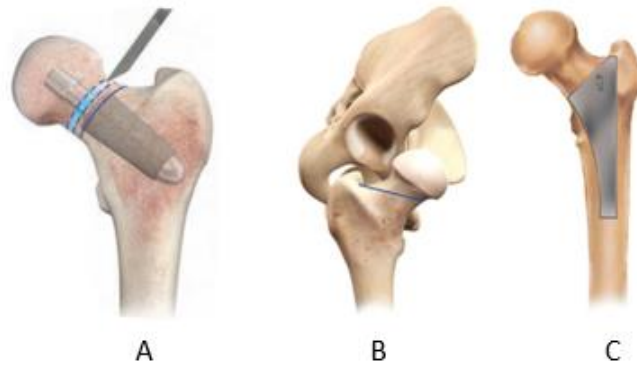


Figura 5.3 - Nível de osteotomia do pescoço femoral para as hastes, a) Silent Hip; b) Proxima; c) Corail. [92][93][94].

A cirurgia de implantação das hastes no canal femoral é efetuada em dois casos de modo semelhante, no caso da haste *Proxima* e *Corail*, figuras 5.4 e 5.5. A preparação do canal femoral para a colocação do implante é efetuada por raspagem. Cada raspador é introduzido no canal femoral por forma a promover a abertura do mesmo formando uma geometria idêntica à da prótese usada. Esta mesma abertura é constituída por processos sucessivos de raspagem, no qual são introduzidos diferentes tamanhos do raspador, o que conduz ao tamanho ideal do canal femoral para a implantação perfeita da haste, sendo o tamanho da mesma inicialmente escolhido de acordo com a anatomia do paciente.

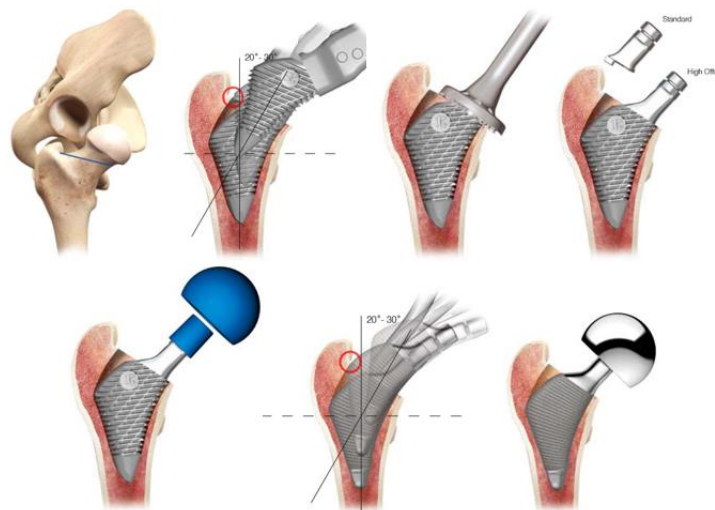


Figura 5.4 - Procedimento cirúrgico para a Artroplastia para a haste Proxima [92].



Figura 5.5 - Procedimento cirúrgico para a Artroplastia para a haste Corail [88][93].

No caso da prótese *Proxima*, é utilizada a técnica “*Round the Corner*”, figura 5.6, aquando da raspagem sequencial do canal femoral, com o intuito de impedir a excessiva remoção de osso na região trocantérica e permite que o raspador siga a geometria natural do fémur na região proximal nos planos antero-posterior e medial-lateral.

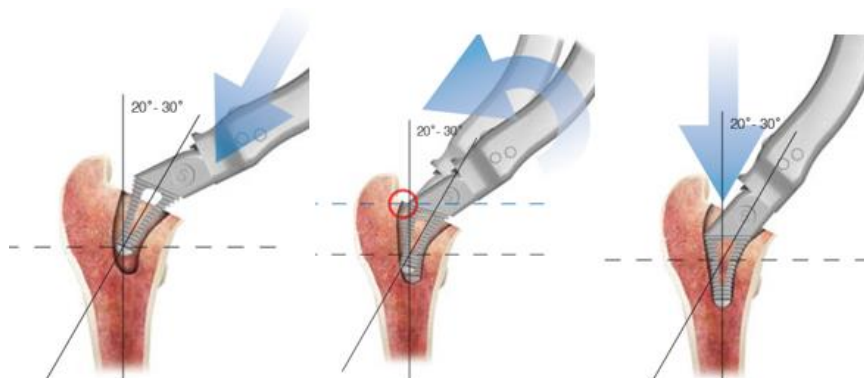


Figura 5.6 - Técnica “*Round The Corner*” [92].

Após atingido o tamanho pretendido, é feita uma triagem de seleção do offset para o pescoço da prótese e da cabeça femoral. O tamanho do mesmo deve ser o indicado de modo a conduzir ao posicionamento correto do componente, à sua estabilização e permitir uma variação de movimentos da articulação, caso contrário conduziria ao mau funcionamento do implante. Por fim seleciona-se o tamanho a usar na cabeça femoral e verifica-se a sua conexão à componente acetabular previamente colocada. Com os tamanhos todos definidos, remove-se o raspador e introduz-se a haste no canal femoral, acoplando-se ao pescoço da mesma a respetiva cabeça femoral para a sua conexão ao acetábulo.

A técnica cirúrgica usada na haste Silent Hip, encontra-se exposta na figura 5.7. A abertura do canal femoral é por escareamento onde são utilizados tamanhos crescentes de *Conical Reamers*, aumentando o tamanho do canal até se obter contacto com o córtex interno do pescoço femoral. Os procedimentos seguintes até à implantação da haste final seguem os mesmos pressupostos dos procedimentos anteriores.

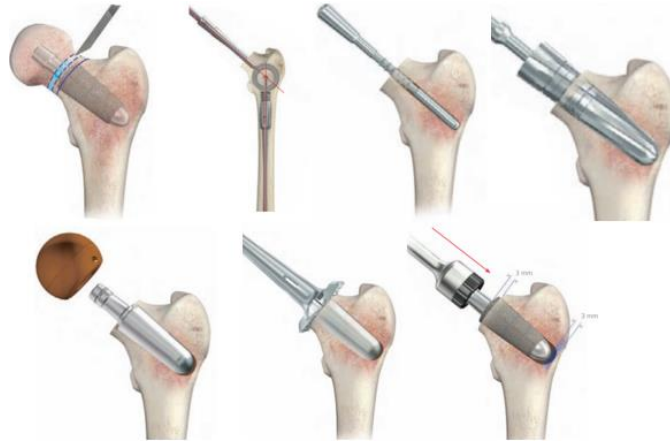


Figura 5.7 - Procedimento cirúrgico para a Artroplastia para a haste Silent Hip [94]

5.3 Modelos CAD

Com a escolha dos modelos protésicos selecionada, é necessário proceder-se à construção dos mesmos em modelos CAD, para assim se obter posteriormente a avaliação destes através de uma análise numérica, como é o caso do método dos elementos finitos. A conceção dos modelos CAD de cada haste foi realizada com recurso ao software especializado em modelação CAD, o software *Solidworks*.

As dimensões geométricas essenciais na construção dos modelos CAD, foram obtidas através da observação de artigos, catálogos e tomografias, referentes a cada implante. No caso da haste *Silent Hip*, a sua geometria foi retirada recorrendo ao catálogo do fabricante [94]. A geometria da haste apresenta um corpo cónico, com comprimento máximo de 50 mm e um diâmetro máximo de 22 mm. Tal como visto anteriormente esta haste apresenta uma conexão 12/14 entre a cabeça e o pescoço femoral, pelo que a mesma foi reproduzida na modelação. Com estes pressupostos, deu-se a construção do modelo CAD do implante, originando o apresentado pela figura 5.8.

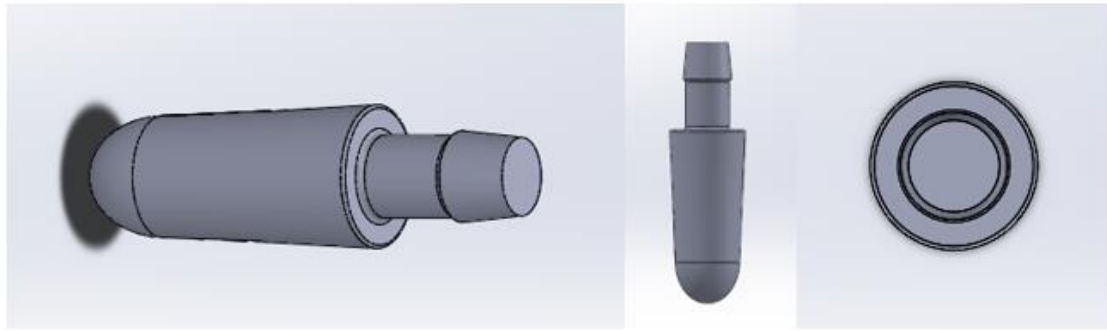


Figura 5.8 - Modelo CAD da haste Silent Hip.

A modelação por parte da haste convencional, *Corail*, foi obtida recorrendo-se ao catálogo fornecido pelo fabricante [93]. Para o desenvolvimento do modelo CAD desta haste verificou-se quais os tamanhos mais utilizados nas cirurgias de artroplastia, do qual se pode concluir que o tamanho mais utilizado na prótese sem colar é o *size 11*, que tem como dimensões geométricas o apresentado no quadro seguinte. Com as dimensões bem definidas para a construção da modelação, originou-se a mesma do qual se obteve o exposto na figura 5.9, estando também presente na prótese a mesma configuração 12/14 entre a cabeça e pescoço femoral. O corpo da haste apresenta uma superfície com diversos espaços permitindo assim um maior crescimento ósseo na envolvente da haste.

Tabela 5.1 - Tamanhos correspondentes à haste convencional *Corail*, *Depuy* (Adaptado [93]).

| Size | Comprimento haste (mm) (A) | Comprimento haste (mm) (B) | Offset (mm) (C) | Comprimento pescoço (mm) (D) | Ângulo anatómico (E) | Espessura (mm) (F) |
|------|-------------------------------|-------------------------------|--------------------|---------------------------------|-------------------------|-----------------------|
| 11 | 145 | 123 | 40.3 | 39 | 135° | 9 |



Figura 5.9 – Geometria e modelação da haste *Corail* [93].

Para o modelo da haste *Proxima* recorreu-se, novamente, ao catálogo do fabricante [92], porém a conceção desta representou um grau de dificuldade superior aos anteriores dada a escassa informação existente no catálogo observado, onde apenas apresenta uma imagem da vista frontal da mesma com as dimensões existentes nesta, ou seja, não foi possível conhecer as variações de dimensões geométricas existentes para se escolher qual o tamanho mais adequado. Como tal a construção da mesma baseou-se nas únicas referências conseguidas, sendo que a determinação da espessura do implante foi determinada através de comparação geométrica em radiografias com vista do plano frontal e sagital do implante. Com estas dimensões conseguiu-se obter uma haste com um comprimento de 82 mm e um offset de 42 mm. Tal como na prótese anterior, também é passível de observação que o corpo do implante *Proxima* tem uma superfície para promoção de crescimento ósseo em toda a envolvente da haste (figura 5.10).

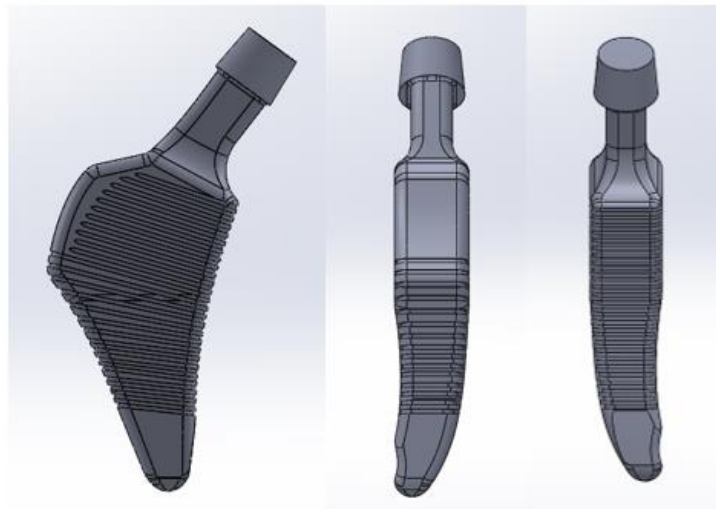


Figura 5.10 - Modelação da haste Proxima.

5.4 Implantação dos modelos no fémur

Definidos os modelos CAD para cada prótese a estudar, fica a faltar a implantação dos mesmos no fémur, de modo a aferir as deformações existentes neste último através do método dos elementos finitos.

Para que tal fosse possível, em primeiro lugar foi necessário obter-se um exemplar de um fémur em modelo CAD. A obtenção deste modelo foi fornecida pelo orientador, encontrando-se a sua construção realizada no mesmo *software* que as próteses anteriormente expostas. O fémur obtido apresenta um comprimento de 480 mm, dos quais apenas se considera a parte proximal do fémur, de modo a minimizar os tempos de simulação das deformações no fémur. Esta diminuição do comprimento do fémur respeitou o observado por Ramos [19], onde a partir de um certo comprimento é possível desprezar a restante parte do fémur, sem prejuízo de

alteração dos resultados na região proximal. Posto isto o resultado final da modelação do fémur permitiu proceder para a implantação dos modelos.

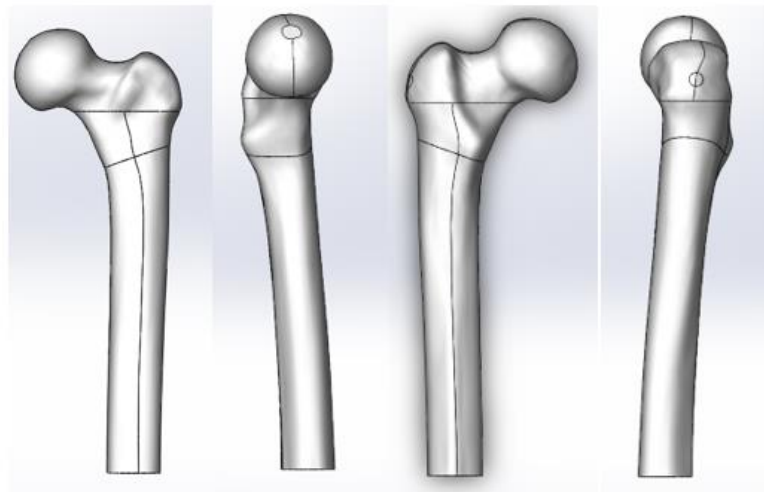


Figura 5.11 - Modelo CAD da região proximal do fémur.

Após a obtenção do modelo femoral, recorreu-se a observações de radiografias dos respetivos implantes, de modo a determinar os pontos de osteotomia do pescoço femoral, bem como a implantação ideal das hastes no fémur.

Em primeira instância removeu-se a cabeça e pescoço femorais, sendo o nível de cada osteotomia idêntica ao observado nas respetivas radiografias. Após a conclusão da primeira etapa, em seguida implantou-se cada um dos implantes nos respetivos modelos CAD do fémur, previamente preparados. Para a introdução de cada haste, observou-se novamente as radiografias disponíveis em estudos de validação da prótese a médio e longo termo, onde se verificou os planos frontal e sagital do posicionamento de cada prótese no fémur, de modo a replicar a mesma implantação no modelo femoral. Para além das radiografias, também se recorreu aos catálogos dos implantes, onde é demonstrado o método de preparação e introdução das hastes no canal femoral, verificando-se por fim o posicionamento final das mesmas.

A introdução da prótese *Silent Hip* replica o ângulo anatómico entre o eixo do pescoço femoral e o eixo que passa pela diáfise, sendo esse ângulo de 135°. As restantes hastes já replicam este mesmo ângulo aquando da sua modelação, onde foi respeitado este pressuposto. Com esta regra é possível posicionar o fémur na sua posição natural, figuras 5.12-5.14.

Seguindo este método, foi possível implantar as próteses na posição correta no modelo CAD do fémur, estando o mesmo pronto para o passo seguinte, ou seja, o estudo numérico de cada implante.

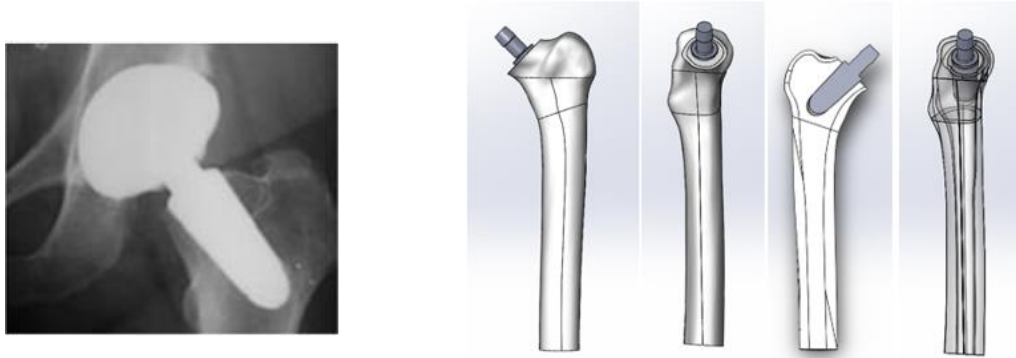


Figura 5.12 - Radiografia e Implantação da haste Silent Hip no modelo femoral.

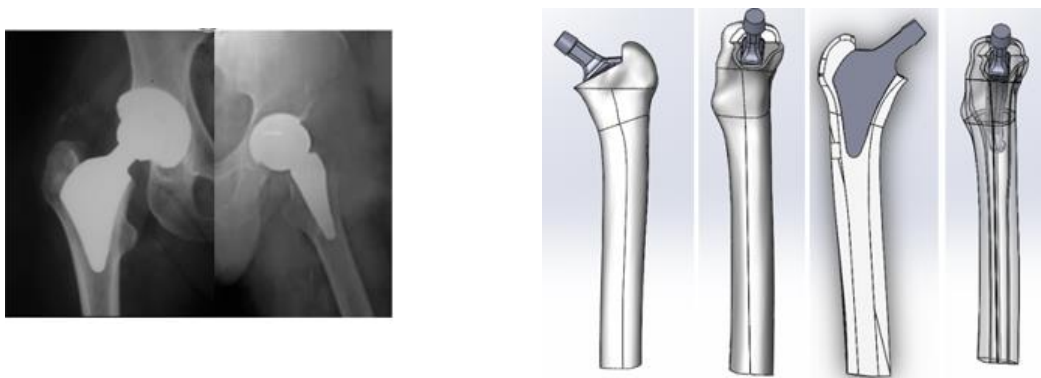


Figura 5.13 - Radiografia e Implantação da haste Proxima.

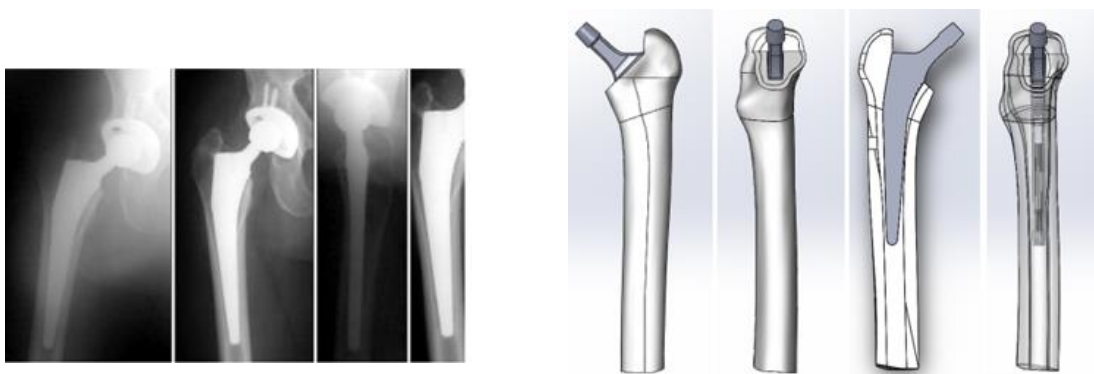


Figura 5.14 - Radiografia e Implantação da haste Corail no fêmur.

Capítulo 6 - Estudo numérico de comparação entre haste curta e haste longa

Neste capítulo tem-se como objetivo o desenvolvimento e estudo de um modelo numérico associado a cada modelo CAD anteriormente construído, de forma a comparar as distribuições de deformações existentes ao longo do osso cortical e na interface implante-osso para os casos em que existe osseointegração e para o caso de imediato pós-operatório. Para tal conceção, recorreu-se a ferramentas de simulação numérica utilizando o método de elementos finitos, método este bastante utilizado no ramo da engenharia, pois permite de uma forma simples e eficaz a obtenção de resultados precisos. Por fim verificou-se, através do mesmo método, qual a prótese que apresenta a maior estabilidade, a fim de proporcionar uma recuperação do paciente mais célere, permitindo ao mesmo o retomar da atividade diária.

6.1 Materiais e métodos

Obtidos os modelos CAD de cada haste e procedida à implantação destes no fémur, partiu-se para o desenvolvimento dos modelos numéricos dos mesmos. Para tal, utilizou-se o software Solidworks, o qual permitiu a construção dos modelos numéricos com o auxílio ao método dos elementos finitos, método este utilizado no ramo da biomecânica. No desenvolvimento destes modelos pretendeu-se estudar duas situações normalmente evidenciadas na artroplastia da anca, uma situação imediata ao pós-operatório onde o implante não apresenta ainda a estabilidade e fixação ideal, pelo que existe atrito entre a interface implante-osso e uma situação de perfeita estabilização da haste ao osso, em tudo semelhante a casos de médio, longo-termo de implantação da prótese.

Numa primeira fase da construção dos modelos, foram atribuídos os materiais correspondentes a cada elemento presente no modelo, implante, osso cortical e osso esponjoso, sendo que na atribuição dos respetivos materiais considerou-se que os mesmos iriam ser materiais homogêneos, isotrópicos e com um comportamento linear elástico. Como relatado em capítulos anteriores, as próteses escolhidas para o estudo apresentam o mesmo material associado, pelo que as características do mesmo foram idênticas aquando da atribuição do material em cada modelo formado. Os materiais associados a cada elemento estão expostos na tabela 6.1, onde é possível observar as propriedades mecânicas associadas ao respetivo material.

Tabela 6.1 - Propriedade dos materiais utilizados nos modelos numéricos

| Elemento | Material | Módulo de Young (GPa) | Coefficiente de Poisson |
|----------------|-----------------------|-----------------------|-------------------------|
| Osso cortical | Compósito | 19 | 0,3 |
| Osso esponjoso | Espuma de Poliuretano | 0,5 | 0,3 |
| Implante | Titânio | 105 | 0,31 |

De modo a replicar a anatomia do fémur, todos os modelos geométricos foram colocados na posição natural do fémur, respeitando uma inclinação de 7° no plano sagital e de 9° no plano frontal.

Para uma simulação que replique a realidade, considerou-se os grupos musculares que mais esforços prestam ao fémur, abdutores, tensor da fáscia lata, vasto lateral, sendo também considerada a carga ocorrida na articulação [19]. Os valores utilizados para as simulações replicam as cargas mais severas aplicados à articulação, sendo estas o caso de subida e descida de escadas. Através da figura 6.1 é possível verificar a direção e localização das forças no fémur, estando representado na tabela 6.2 os respectivos valores das mesmas segundo o eixo exibido pelo software.

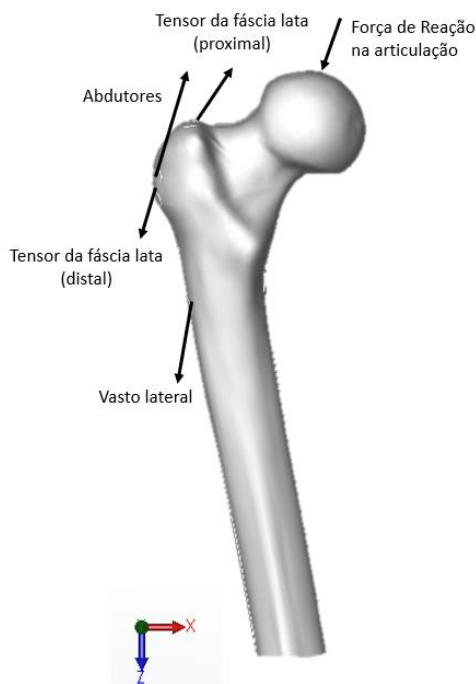


Figura 6.1 - Orientação e localização das forças no fémur

Tabela 6.2 - Intensidade das forças nas diferentes direções [19]

| Força (N) | X | Y | Z |
|----------------------------------|----------|----------|----------|
| Força Reação | -405 | 246 | 1719 |
| Tensor da fáscia lata (proximal) | 54 | -87 | -99 |
| Abdutores | 435 | -32 | -649 |
| Tensor da fáscia lata (distal) | -4 | 5,3 | 143 |
| Vasto lateral | -7 | -139 | 697 |

Com a implantação dos modelos no fémur, ocorre uma descentralização das forças, provocada pelas alterações geométricas associadas a cada prótese. Este fenómeno conduz a uma alteração das forças da articulação e das forças musculares. A alteração da posição da cabeça da prótese, em relação à cabeça nativa do fémur, provoca diferentes momentos flectores relativamente aos fisiológicos, pelo que não é possível utilizar o mesmo sistema de forças e momentos a que o fémur intacto se encontra sujeito. As dimensões geométricas de cada modelo em análise (figura 6.2), podem ser observadas na tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Dimensões geométricas de cada modelo.

| Modelos | a | b | c | d | e |
|----------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Fémur intacto | 256 | 67 | 26 | 235 | 0 |
| <i>Silent</i> | 255 | 48,3 | 26 | 235 | -1,23 |
| <i>Proxima</i> | 254 | 47,8 | 26 | 235 | -3,41 |
| <i>Corail</i> | 253 | 46 | 26 | 235 | -0,9 |

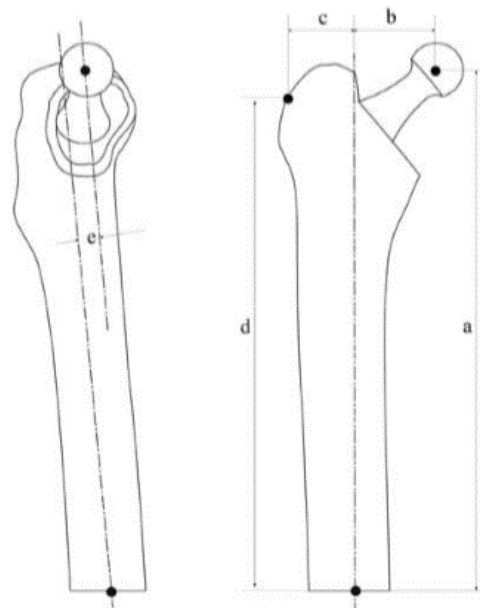


Figura 6.2 - Variáveis geométricas consideradas na correção das forças. [19]

Uma vez que é intenção comparar os modelos implantados com o fémur intacto, foi necessário em primeira instância corrigir as forças e momentos originados nos modelos implantados, de modo a que esta comparação seja o mais real possível. Para a correção das forças considerou-se os mesmos momentos flectores oriundos do fémur intacto, resultando assim numa alteração das forças aplicadas.

A determinação das forças aplicadas consistiu na verificação do equilíbrio de forças e momentos, em que apenas se alterou a intensidade e direcção das forças de

contacto na articulação, mantendo as restantes forças anteriormente aplicadas constantes.

O equilíbrio das forças e momentos fletores do sistema resultou nas seguintes equações:

$$\begin{aligned}
 \Sigma F_x &= Abd_x + Fc_x \\
 \Sigma F_y &= Abd_y + Fc_y \\
 \Sigma F_z &= Abd_z + Fc_z \\
 \Sigma M_x &= Fc_y \cdot a - Fc_z \cdot e + Abd_y \cdot d \\
 \Sigma M_y &= Fc_x \cdot a - Fc_z \cdot b - Abd_x \cdot d - Abd_z \cdot c \\
 \Sigma M_z &= -Fc_y \cdot b + Abd_y \cdot c
 \end{aligned}
 \tag{6.1}$$

Através do sistema de equações (6.1), existem diferentes configurações para determinar as forças de contacto aplicadas. Do estudo realizado através da verificação das deformações ocorridas na região mais distal do fémur, constatou-se que utilizando como configuração os momentos M_x e M_y com o equilíbrio de forças ΣF_z , se atingiu uma configuração mais adequada, já que as diferenças de deformações entre o fémur implantado e o fémur intacto foram menores com esta configuração. Na tabela 6.4 é possível verificar os valores de intensidade obtidos para a força de contacto com a correção de forças efetuadas.

Tabela 6.4 - Intensidade das forças de contacto e abdutores nos modelos implantados.

| Forças (N) | <i>Silent</i> | | | <i>Proxima</i> | | | <i>Corail</i> | | |
|-------------------|---------------|-------|------|----------------|-----|------|---------------|-------|------|
| | X | Y | Z | X | Y | Z | X | Y | Z |
| Força de contacto | -280 | 256,3 | 1719 | -279,6 | 271 | 1719 | -267,1 | 272,1 | 1719 |
| Abdutores | 435 | -32 | -649 | 435 | -32 | -649 | 435 | -32 | -649 |

Com as distribuições de cargas idealizadas e introduzidas no modelo, procedeu-se às restrições do modelo. De forma a verificar o ocorrido ao longo do fémur com a aplicação de cada prótese, fixou-se a região distal deste.

Em seguida com o intuito de verificar o ocorrido nas situações de osseointegração e pós-operatória, definiram-se os contactos existentes entre as interfaces. Para o caso de ocorrência de osseointegração considerou-se todas as interfaces do modelo a simular como “coladas”. No caso do pós-operatório como ainda não existe uma estabilidade ideal da prótese no canal femoral, o que provoca a existência de micromovimentos na interface implante-osso, foi considerado um coeficiente de atrito de $\mu=0,3$ [15] de modo a simular este acontecimento, verificando-se as restantes interfaces coladas.

Definidas as restrições, o passo seguinte consistiu na geração da malha do modelo numérico. Nesta geração de malha foram utilizados elementos tetraédricos com dimensão de 2 mm, que segundo o observado por Ramos [19], permitem a obtenção de resultados mais próximos do teórico e com menor esforço computacional

quando comparados com os elementos hexaédricos. A tabela seguinte expressa a quantidade de elementos e nós utilizada na simulação do estado de osseointegração para os diversos modelos protésicos.

Tabela 6.5 - Número de elementos e nós em cada modelo na situação de osseointegração.

| Tipo de prótese | Elementos | Nós |
|------------------------|------------------|------------|
| <i>Silent Hip</i> | 317288 | 446828 |
| <i>Proxima</i> | 370538 | 522535 |
| <i>Corail</i> | 385931 | 535389 |

Quando aplicado o caso de pós-operatório, nas próteses *Proxima* e *Corail*, definiu-se que estas iriam apresentar uma geometria menos complexa, em que a superfície das mesmas não seria constituída pelos detalhes que as mesmas apresentam para o caso da osseointegração. Esta medida teve como objetivo a diminuição do esforço computacional, já que aquando da formação do canal femoral destas próteses, este é constituído apenas pela geometria externa da prótese, permitindo assim a ocultação destas mesmas entrâncias. Posto isto a geração de malha para os diferentes modelos no caso de pós-operatório, gerou a quantidade de elementos e nós observada na tabela abaixo.

Tabela 6.6 - Número de elementos e nós em cada modelo na situação de pós-operatório.

| Tipo de prótese | Elementos | Nós |
|------------------------|------------------|------------|
| <i>Silent Hip</i> | 317750 | 449998 |
| <i>Proxima</i> | 319154 | 455504 |
| <i>Corail</i> | 322695 | 465168 |

Dado o objetivo do presente estudo ser uma comparação do desempenho entre as hastes curtas e hastes longas, de forma a aferir qual destes tipos consegue replicar em melhor estado as cargas fisiológicas a que o fémur se encontra sujeito. Para tal verificação, procedeu-se também ao desenvolvimento do modelo número do fémur intacto. É através dos resultados obtidos neste modelo que se irão fazer os termos comparativos no que toca as deformações ocorridas no osso cortical.

O processo de obtenção do modelo numérico do fémur intacto, partiu dos mesmos pressupostos que foram utilizados para os restantes modelos implantados, no qual os materiais do osso cortical e esponjoso foram assumidos idênticos, bem como a localização e intensidades de cargas aplicadas no modelo.

Tabela 6.7 - Número de Elementos e Nós aplicados ao modelo do fémur intacto.

| | Elementos | Nós |
|---------------|------------------|------------|
| Fémur intacto | 362616 | 508377 |

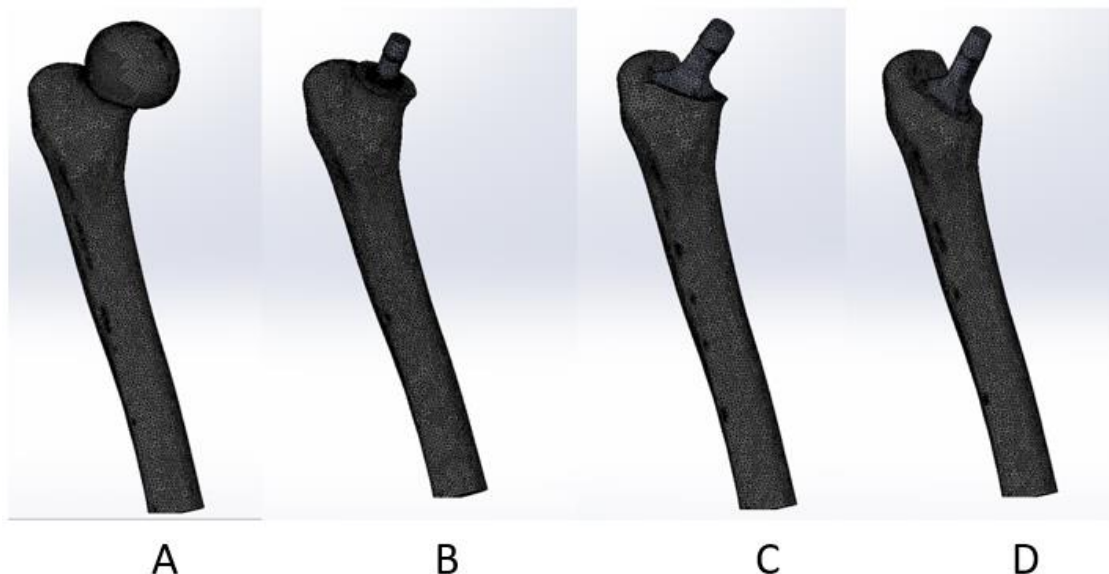


Figura 6.3 – Criação da malha de elementos finitos. A) Fémur intacto; B) Silent Hip; C) Proxima; D) Corail.

6.2 Resultados dos modelos numéricos e discussão

Definidos os pressupostos para a construção de cada modelo numérico, partiu-se para as simulações destes, com o objetivo de avaliar as deformações impostas quer no osso cortical, quer na interface implante-osso, bem como o estudo dos micromovimentos entre o implante e osso. Para a avaliação das deformações no osso cortical, partiu-se do modelo numérico do fémur intacto como modelo comparativo, de forma a aferir qual dos implantes é que permitiu uma replicação das cargas fisiológicas mais próximas das mesmas a que o fémur se encontra sujeito. Numa primeira instância, verificaram-se as deformações para uma situação de médio-longo prazo, no qual existe uma fixação plena do componente ao osso.

A avaliação de cada situação anterior foi efetuada nos 4 aspetos existentes, anterior, posterior, medial e lateral.

6.2.1 Modelo longo prazo

6.2.1.1 Resultados obtidos no osso cortical

Os resultados obtidos no osso cortical foram retirados ao longo da linha média do mesmo para os diferentes aspetos considerados em análise. No aspeto anterior (figura 6.4), o fémur intacto apresenta valores máximos das deformações principais máximas e mínimas de $1450 \mu\epsilon$ e $-1050 \mu\epsilon$, respetivamente, ocorridas na zona proximal do fémur. Os modelos implantados apresentam uma diminuição das deformações principais ao longo do osso cortical neste aspeto. Fazendo uma comparação dos valores dos modelos implantados no local onde se verifica os picos de deformações principais no modelo intacto, constata-se que existe uma diminuição de

41%, 55% e 61% nas deformações máximas e de 28%, 26% e 44% nas deformações mínimas para as hastes *Silent*, *Corail*, *Proxima*, respetivamente.

Da observação efetuada aos resultados é possível verificar que na região proximal do fémur, a haste *Silent* é aquela que apresenta valores de deformação mais próximos dos obtidos para o fémur intacto. De notar que nesta região a prótese *Proxima* apresenta resultados de deformações principais máximas ligeiramente inferiores quando comparada com a prótese *Corail*. Na região distal verificou-se uma aproximação das deformações principais para os diferentes modelos implantados devido à correção de forças previamente estabelecida. Através destes resultados conclui-se que a haste *Silent* permite um comportamento mecânico mais próximo do modelo intacto no aspeto anterior, ao invés dos restantes implantes onde será espectável a existência de uma redução de densidade óssea no aspeto em causa, indicando a existência de *stress-shielding*.

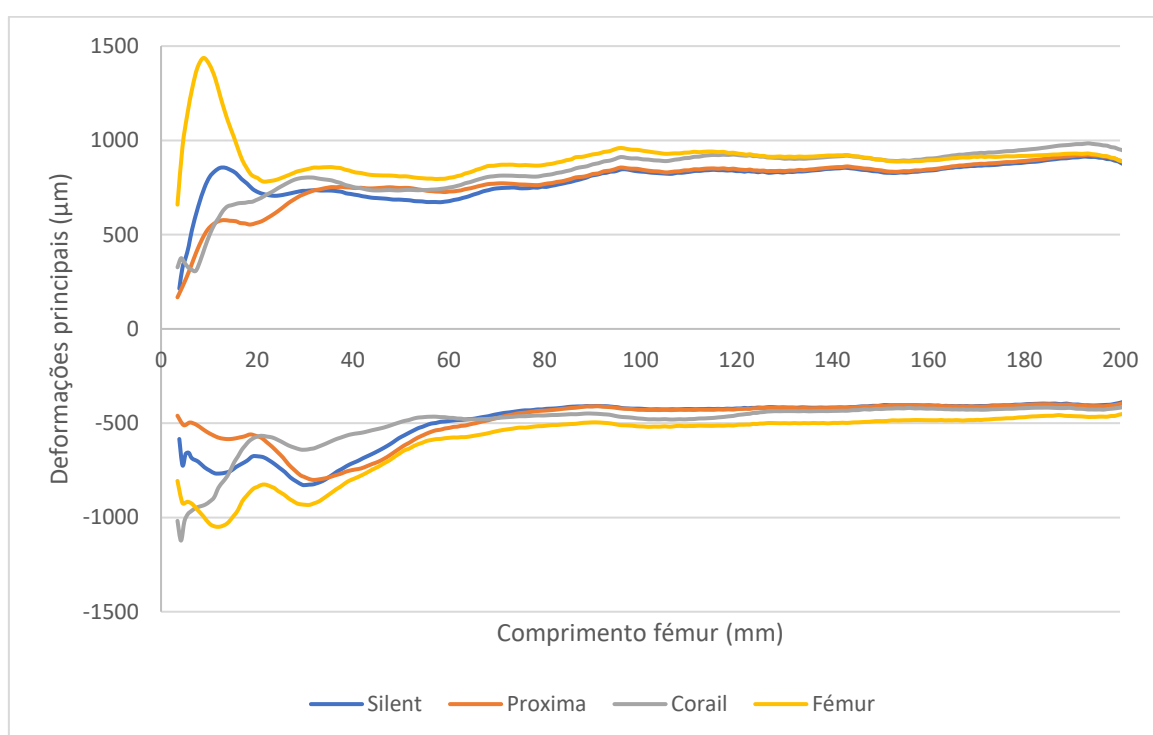


Figura 6.4 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto anterior.

No aspeto lateral (figura 6.5), na região do trocânter maior, verificou-se que as deformações principais dos implantes, ultrapassam as deformações observadas para o modelo intacto em cerca de 46% para as deformações máximas e 40% para as deformações mínimas, nos casos dos modelos *Corail* e *Proxima*, chegando a alcançar valores de 2800 μe e -930 μe , respetivamente para as deformações máximas e mínimas. Devido a este aumento das deformações por partes destes implantes, poderá surgir um acumular de tensões nesta mesma região provocando uma falha mecânica por fadiga. Após este primeiro terço, observa-se uma diminuição das deformações principais mínimas e máximas ao longo do resto do osso cortical. Na região distal, verifica-se uma convergência das deformações máximas e mínimas, indo ao encontro

das obtidas para o osso intacto. No entanto da observação foi possível visualizar uma melhor distribuição das cargas da articulação nesta região por parte da haste *Corail*.

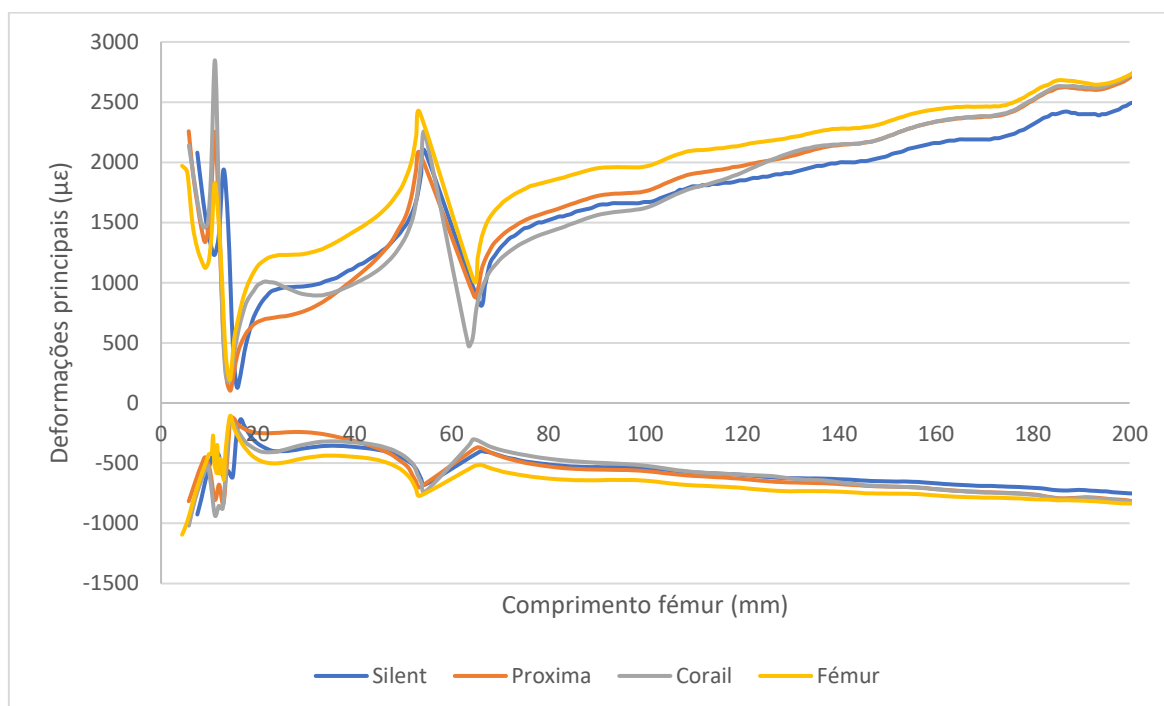


Figura 6.5 - Deformações principais máximas e mínimas no aspecto lateral.

O aspecto medial do fémur intacto (figura 6.6) apresentou o valor de deformação principal mínima mais elevado, quer a na região próxima, quer na região distal com valores de $-2300 \mu\epsilon$ e $-3100 \mu\epsilon$, respetivamente. Tal como verificado nos aspetos anterior e lateral, existe uma diminuição das deformações principais máximas e mínimas nos modelos implantados quando comparados com o modelo intacto. Para as deformações mínimas verificou-se uma redução de 16%, 21% e 34% nas hastes *Silent*, *Proxima* e *Corail*, na parte proximal a cerca de 40mm do colo femoral. Já nas deformações máximas essa diminuição foi de 15%, 25% e 40%, respetivamente. Novamente observou-se que na região proximal do fémur, a haste *Silent* é a haste que mais se aproxima do comportamento mecânico do fémur intacto em ambas as deformações. É notório que ao contrário do sucedido nos aspetos anterior, no aspecto medial a prótese *Proxima* apresenta valores de deformações principais superiores às da prótese convencional *Corail* em toda a região da metáfise, o que traduz uma melhor distribuição das cargas fisiológicas nesta região. Sendo esta última, o implante que demonstra a maior redução de deformação imposta ao osso cortical, quando comprado com o ocorrido no fémur intacto. Este facto permite concluir que irá haver maior perda óssea na região proximal do fémur, o que irá implicar uma possível falha mecânica do implante, causando a necessidade de o paciente ser submetido a uma cirurgia de revisão.

Ao longo do osso cortical, passando da região proximal para a região distal, observou-se uma uniformização das deformações principais máximas e mínimas para os diferentes modelos implantados, denotando o aumento das deformações na região distal para a haste *Corail* em contrário do observado pelas restantes hastes curtas. Tal facto indicou o pressuposto assente nas hastes convencionais, no qual estas favorecem uma distribuição das cargas na região distal, sucumbindo as mesmas na região proximal.

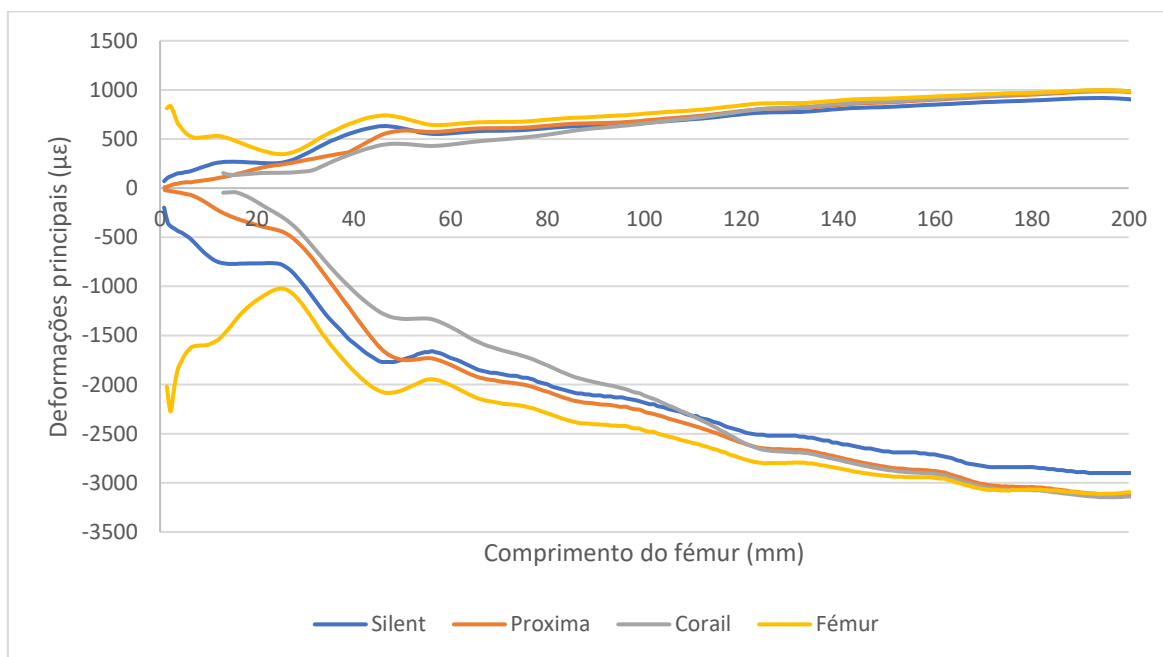


Figura 6.6 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto medial.

Por fim no aspeto posterior (figura 6.7) verificaram-se as menores deformações principais máximas e mínimas, sendo os seus valores no fémur intacto de 380 µε e -1000 µε. No que toca às deformações máximas, verifica-se uma distribuição uniforme entre os diversos modelos protésicos na metáfise. Após esta região denota-se um aumento das deformações principais máximas e mínimas nas próteses curtas, até um comprimento de 120 mm no fémur, no qual a partir deste comprimento, a prótese *Proxima* apresenta uma diminuição das deformações principais. Constatou-se mais uma vez, que a haste *Silent* replicou mais aproximadamente o comportamento do fémur intacto, quando comparada com as restantes hastes, apesar de as suas deformações serem substancialmente inferiores às do fémur intacto. Na região distal denota-se mais uma vez a aproximação das deformações principais dos modelos implantados às do osso intacto, sendo visível a melhor distribuição nesta zona por parte da haste *Corail*.

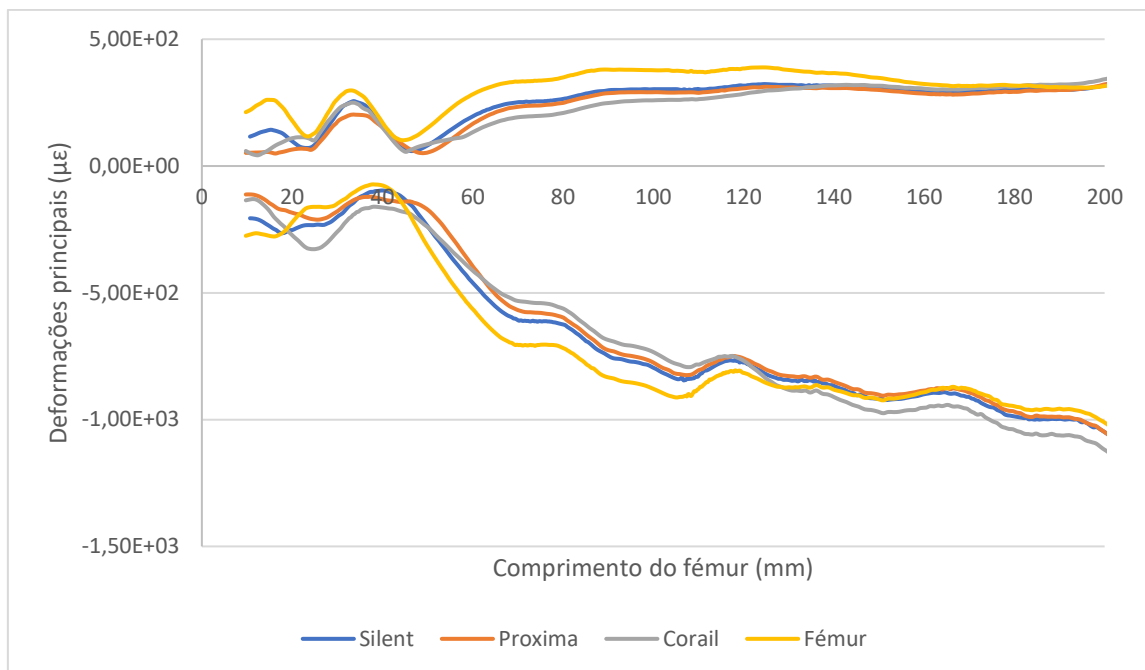


Figura 6.7 - Deformações principais máximas e mínimas no aspecto posterior

Com as observações efetuadas nos aspetos, anterior, posterior, lateral e medial, salta à vista que a haste *Silent*, é das três a que consegue replicar melhor o comportamento evidenciado pelo fémur intacto, no que à situação de osseointegração diz respeito. De realçar também o facto de a haste *Proxima* apresentar valores de deformação principais, em algumas zonas do fémur, semelhantes à haste convencional, tendo por vezes deformações inferiores a esta. O aspeto em que a haste *Proxima* ganha vantagem relativamente à *Corail* ocorre no aspeto medial, onde é evidente a diferença da distribuição de cargas na região proximal. Tal facto indicia que a haste convencional na zona da metáfise para o aspeto medial apresenta fraca distribuição das cargas fisiológicas, o que irá traduzir numa reabsorção óssea na região calcar. Este resultado é o mais evidenciado nas próteses convencionais, já que tal como observado nos gráficos das figuras acima, este tipo de hastes aproxima-se mais do comportamento mecânico do fémur a partir da diáfise, pois é nesta zona onde é feita a transferência da carga aplicada à articulação.

6.2.1.2 Resultados na interface implante-osso

Após a verificação das deformações ocorridas no osso cortical, partiu-se para a observação das deformações principais máximas e mínimas em cada um dos modelos implantados. Com este estudo pretendeu-se visualizar as regiões críticas associadas a cada implante verificando se os valores de deformações máximas e mínimas em causa podem colocar em risco a estrutura óssea do fémur. Também com a realização desta

parte do estudo foi possível encontrar um termo comparativo entre hastes, por forma a determinar a que apresenta a maior estabilização no interior do fémur.

Tal como no caso do estudo das deformações no osso exterior, na interface entre o implante e o osso foram retirados os valores nos 4 aspetos, anterior, posterior, medial e lateral.

- **Silent Hip**

A figura 6.8, apresenta as deformações máximas e mínimas relativas à haste *Silent Hip*. Através de uma observação geral dos resultados obtidos, verificou-se que, no que respeita às deformações principais máximas, as vistas anterior e posterior foram aquelas que apresentam os valores mais elevados. No aspeto posterior ocorreu um pico de deformação na região do pescoço femoral, com um valor máximo de 5000 $\mu\epsilon$. Já na vista anterior, o pico de deformação ocorreu na mesma região, pescoço femoral, apresentando um valor máximo de 2700 $\mu\epsilon$, cerca de 46% a menos que na vista posterior. Quanto às deformações mínimas, novamente, o aspeto posterior é o que apresenta o maior pico de deformação mínima, com este a atingir 5000 $\mu\epsilon$ em módulo. De realçar que neste conjunto de deformações, a segunda zona mais crítica deu-se no aspeto medial da interface. Neste lado, atingiram-se valores próximos dos 4000 $\mu\epsilon$ em módulo, localizados no início do canal femoral. Com estas observações conclui-se, que o aspeto posterior se encontra sujeito a uma maior sobrecarga.

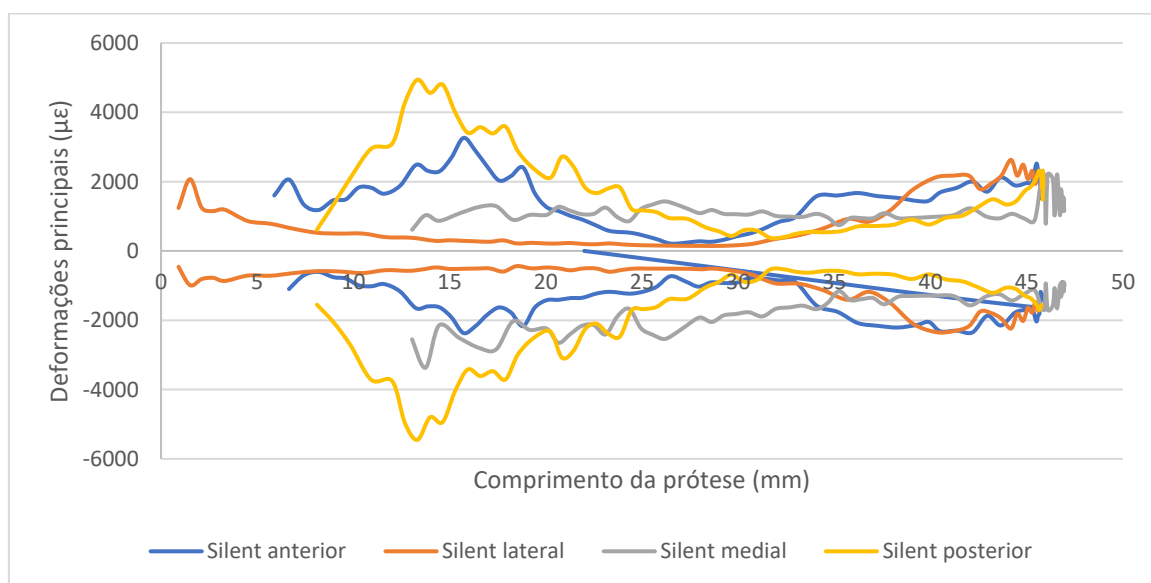


Figura 6.8 - Deformações principais máxima e mínima na interface implante-osso para a haste Silent Hip.

- *Proxima*

Na figura 6.9 estão representadas as deformações principais máximas da interface entre a haste *Proxima* e o osso. Começando por analisar os resultados obtidos das deformações máximas, verifica-se que com a utilização desta haste em situação de osseointegração, o lado medial da interface corresponde à zona crítica do implante, onde se registou o maior nível de deformação, atingindo valores correspondentes a um máximo de 2500 $\mu\epsilon$. Relativamente às deformações mínimas, verificou-se um comportamento semelhante ao gráfico das deformações principais mínimas, em que também o lado medial da interface correspondeu aquele onde ocorreram os maiores valores de deformações, com máximos a chegarem -4000 $\mu\epsilon$. Outro aspeto que também apresentou valores relativamente elevados de deformações principais (máximas e mínimas) foi o aspeto lateral da haste, em especial na região proximal do fémur. Nesta região foi possível observar valores máximos correspondentes de 1300 $\mu\epsilon$ e -1900 $\mu\epsilon$ respetivamente para as deformações máximas e mínimas.

As grandes variações de intensidades de deformação ao longo da haste devem-se à sua geometria ser composta na sua maioria por entalhes, que têm como função uma maior estabilidade da haste no canal femoral e o assegurar de crescimento ósseo ao redor da mesma.

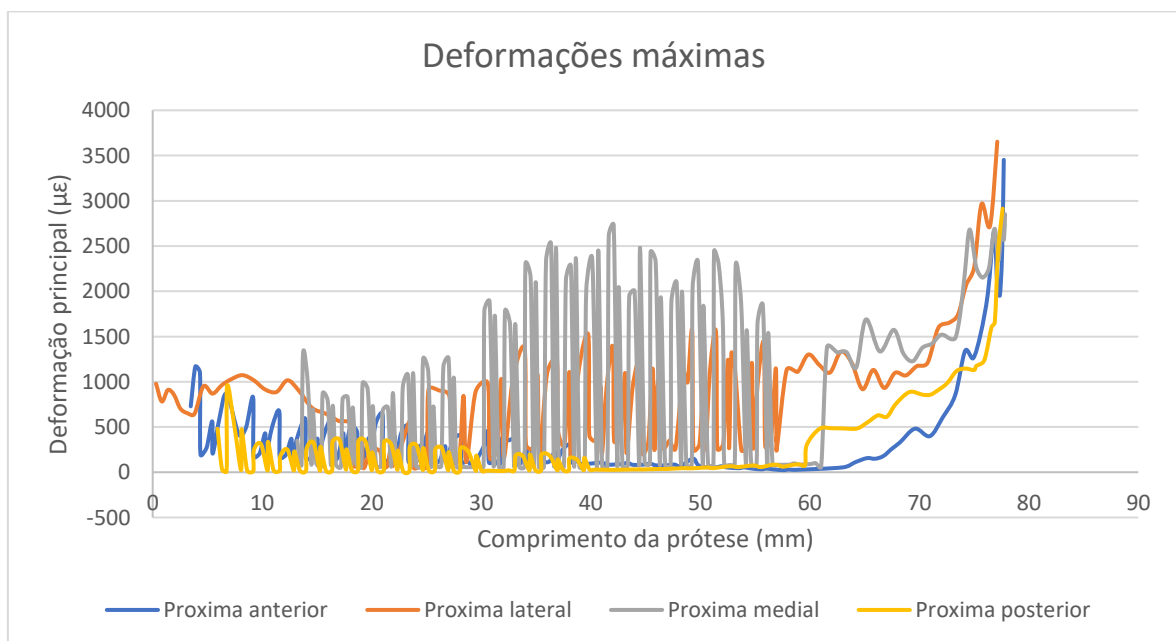


Figura 6.9 - Deformação principal máxima na interface implante-osso para a haste *Proxima*.

Finalizando a análise à haste *Proxima*, foi observado que tanto para as deformações máximas, como para as deformações mínimas existe um acumular de deformações na ponta da haste em especial nos aspetos medial e lateral, sendo este o local onde ocorreram picos de deformações principais com valores de 3700 $\mu\epsilon$ e -3900

$\mu\epsilon$, respetivamente para as deformações máximas e mínimas no aspeto lateral. Conclui-se assim que a ponta distal da haste se apresenta como uma região de acumulação de deformações e como tal é definida como uma zona crítica, o que poderá conduzir a uma falha mecânica nesta região.

- **Corail**

A figuras 6.10 reporta os valores das deformações principais máximas e mínimas referentes à haste Corail na sua interface com o osso trabecular. Observa-se que as deformações máximas tiveram maior incidência nos aspetos anterior e medial, apresentando picos de deformação de cerca de 3000 $\mu\epsilon$ e 2400 $\mu\epsilon$ em ambos os aspetos na região proximal da haste. Ao longo da interface da haste verificou-se uma redução das deformações principais, para valores inferiores a 500 $\mu\epsilon$ a partir dos 70 mm da haste. No entanto existe um pico de concentração de deformações na ponta distal da haste, onde é possível ver através dos gráficos adjacentes, que em todos os aspetos, anterior, posterior, medial e lateral ocorre nesta região um pico de deformações principais máximas.

No lado das deformações mínimas, observou-se uma alternância dos aspetos com maior deformação, passando a ocorrer uma maior concentração de deformações no aspeto posterior, contrario o evidenciado nas deformações máximas. Outra região crítica em deformações visualiza-se no aspeto medial, sendo esta evidencia semelhante ao observado nas deformações máximas. No aspeto medial obteve-se uma deformação máxima -4100 $\mu\epsilon$ e no aspeto posterior de -3100 $\mu\epsilon$.

Com esta observação conclui-se que a haste *Corail* apresenta zonas críticas de deformações sendo ela a região proximal e a ponta distal da haste, onde existiu um acumular de deformações que podem provocar a falha mecânica do componente.

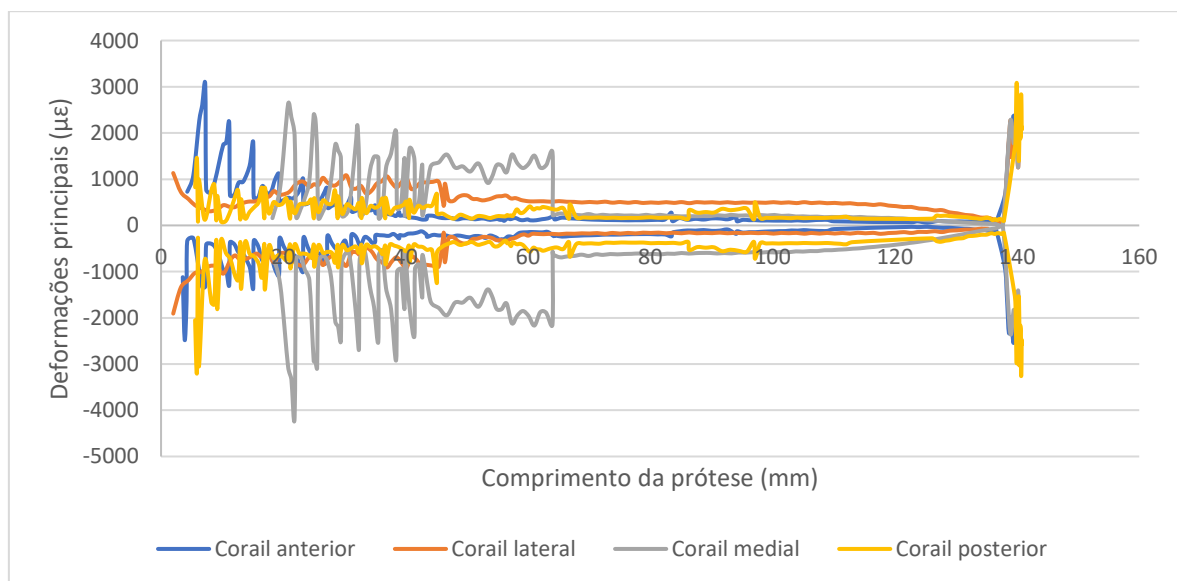


Figura 6.10 - Deformação principal máxima e mínimas na interface implante-osso para a haste Corail.

Os resultados apresentados pelos gráficos anteriores podem ser observados nas imagens correspondentes, figura 6.11 e figura 6.12. Comparando os modelos numéricos do fémur intacto e da haste *Silent*, através da visualização das figuras, denota-se que o modelo implantado apresenta um aumento significativo das deformações principais na região do colo femoral. Este aumento significativo permitiu concluir que esta região se trata de uma zona crítica com a utilização do componente em questão, o que poderá provocar a falha mecânica do mesmo por fadiga, aumentando assim o risco de fratura na região do colo femoral.

Observando as figuras constatou-se que a região do colo femoral no fémur intacto reporta uma das zonas onde é verificada as maiores deformações principais internas no fémur. Fazendo uma avaliação às deformações máximas comparando os modelos intacto e com haste *Silent Hip*, verifica-se que a região do colo femoral no caso do modelo implantado apresenta valores cerca de 1,5 vezes superiores de deformação principal máxima comparativamente ao modelo intacto.

Visualizando as imagens da haste *Proxima*, é notório o também verificado através dos gráficos anteriores, onde é possível verificar que os aspetos medial e lateral foram aqueles onde existiram maiores deformações principais com a utilização da haste anatómica *Proxima*.

Comparado os dois modelos, intacto e prótese *Proxima*, verifica-se que na região proximal do colo femoral, que é uma das zonas com maiores deformações no interior do fémur intacto, apenas houve uma ligeira variação das deformações máximas entre o modelo implantado e o modelo intacto.

Por fim, na haste *Corail*, constata-se que nas regiões proximal e distal do implante ocorrem os valores mais elevados das deformações principais na interface implante-osso, pelo que são consideradas áreas de risco de falha mecânica.

Tal como nos casos anteriores, da observação das imagens é possível verificar que a região próxima ao colo do fémur no caso da aplicação da haste *Corail*, apresentou um aumento das deformações máximas em cerca de 46%.

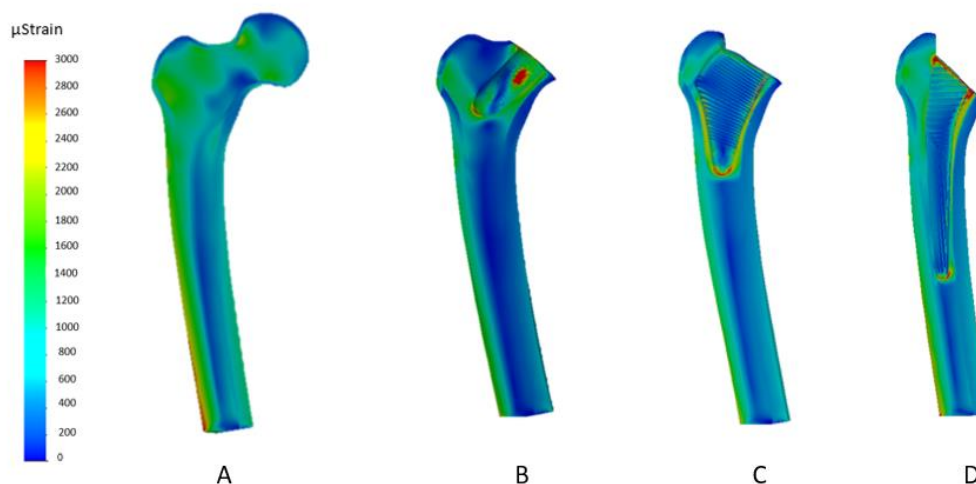


Figura 6.11 - Deformações principais máximas; a) Fémur intacto; b) Haste Silent; c) Haste Proxima; d) Haste Corail.

Observando as deformações mínimas na haste *Silent*, verifica-se o oposto, em que o modelo intacto apresentou uma deformação máxima de 4500 $\mu\epsilon$ em módulo na região do colo femoral, enquanto que na haste femoral esse valor resultou numa redução em cerca de 40%. Para as deformações mínimas na haste *Proxima*, verificou-se que na região em análise, tal como sucedido na haste *Silent*, existiu uma redução das deformações mínimas na haste em cerca de 60% comparativamente com o modelo intacto. Na haste *Corail*, observou-se uma diminuição de 1,5 vezes das deformações mínimas, na região proximal comparativamente com o modelo do fémur intacto.

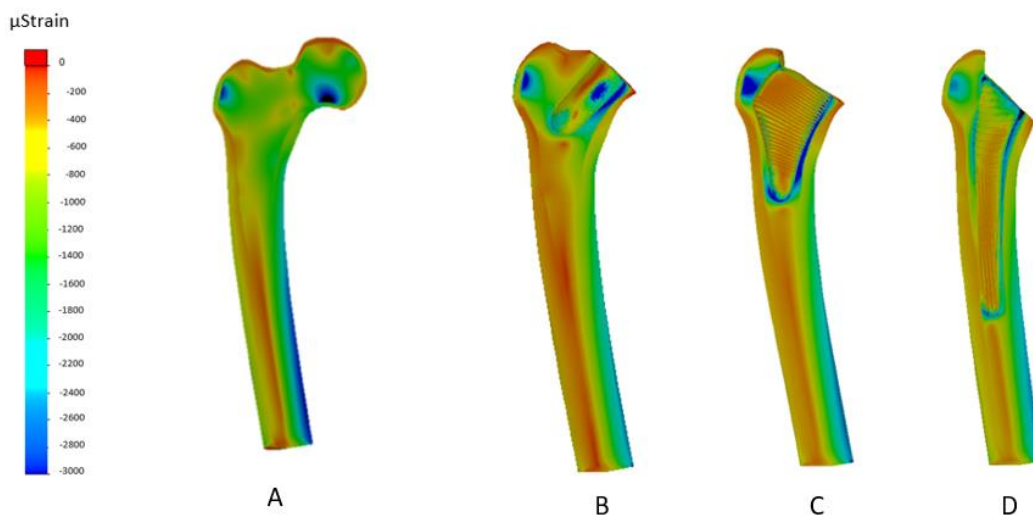


Figura 6.12 - Deformações principais mínimas; a) Fémur intacto; b) Haste Silent; c) Haste Proxima; d) Haste Corail.

6.2.2 Modelo Pós-Operatório

Efetuada a observação do que acontece no osso cortical e na interface implante-osso na situação de osseointegração para os diversos modelos implantados em análise, o passo seguinte consistiu na verificação do ocorrido nestes mesmos pressupostos, osso cortical e interface, na situação imediata de pós-operatório. Para este novo caso de estudo foram considerados contacto com atrito entre a interface da haste com o osso, com um coeficiente de atrito equivalente a $\mu=0.3$.

Novamente o objetivo deste estudo consistiu na validação da haste que apresentou um melhor desempenho ao nível de transferência de carga, bem como de estabilidade na cavidade femoral. Na validação dos resultados no osso cortical, tal como sucedido no caso de osseointegração, foi através do modelo intacto que se procedeu aos termos comparativos e respetivas conclusões associadas a cada implante.

6.2.2.1 Resultados no Osso cortical

Em primeira instância foram observados os resultados ocorridos no exterior do fêmur, ou seja, ao longo da linha média do osso cortical nos 4 aspetos, anterior, posterior, medial e lateral.

A figura 6.13 é referente aos dados obtidos das deformações principais, máximas e mínimas, no aspeto anterior. Os valores máximos da deformação máximas e mínimas no modelo intacto foram respetivamente $1450 \mu\epsilon$ e $-1050 \mu\epsilon$, encontrando-se estes valores registados na região da metáfise. Comparando estes resultados com os restantes modelos, verificou-se que, no imediato pós-operatório, as próteses designadas como curtas apresentaram valores de deformação máximas e mínimas próximas do modelo intacto. Analisando os valores das deformações máximas, foi possível observar que a haste *Proxima* os valores mais próximos do comportamento mecânico do fêmur intacto na zona da metáfise. Na haste reta, *Silent*, observa-se que a mesma apresentou valores próximos do comportamento do fêmur intacto, ultrapassando ligeiramente estes últimos na região proximal, no entanto a partir dos 30 mm verificou-se uma diminuição destas mesmas deformações em cerca de 25% comparativamente com as deformações máximas ocorridas no modelo intacto. O gráfico da figura 6.13 demonstrou que a haste *Corail*, apresentou uma redução de cerca de 3 vezes das deformações máximas, onde ocorreu o pico de deformação no fêmur intacto, o que verifica que na metáfise, no pós-operatório, esta haste apresenta no aspeto anterior um bloqueio de carga, *stress-shielding*, o que provoca uma diminuição na densidade óssea nesta região. No entanto esta prótese aproxima-se do comportamento do modelo intacto na região distal do fêmur, indicando assim que a transferência da carga por parte desta prótese ocorre nesta zona.

Nas deformações mínimas evidencia-se o mesmo cenário que nas deformações máximas, onde é possível verificar que a haste *Proxima* e *Silent*, na região proximal do fêmur, apresentam comportamento semelhante ao do componente intacto, o que demonstra que com a utilização destes implantes existe uma maior transferência das cargas cíclicas nesta região, pelo que ao contrário do sucedido com a haste convencional, não se observará perda óssea na metáfise femoral. Novamente, através dos resultados das deformações mínimas, na parte distal do fêmur a haste convencional transferiu maior carga para esta região.

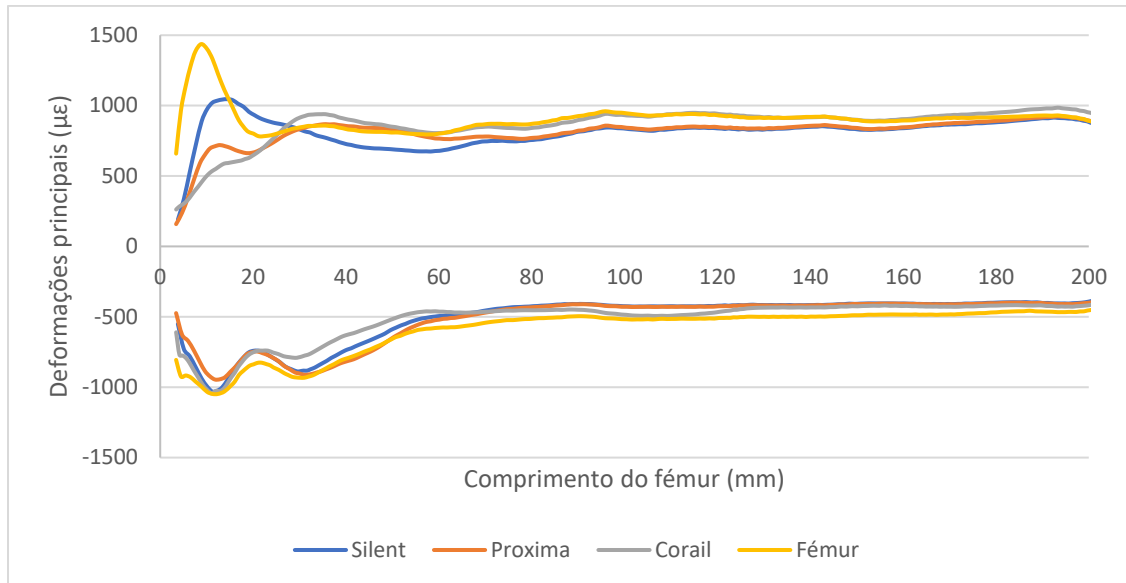


Figura 6.13 - Deformações principais máximas e mínimas no aspeto anterior.

Na região lateral (figura 6.14), observou-se que na região do grande trocânter a haste curta *Silent* evidenciou comportamento semelhante ao do fémur intacto, ao passo que as deformações máximas da haste convencional e da haste *Proxima* foram superiores nesta região em cerca de 44%. Após o grande trocânter, verificou-se uma semelhança de comportamentos entre os diferentes modelos implantados, não havendo grandes variações quer de deformações máximas quer de deformações mínimas.

Na região distal do fémur, verificou-se o melhor comportamento da haste convencional nesta zona do fémur, já que as deformações principais se aproximaram do modelo implantado.

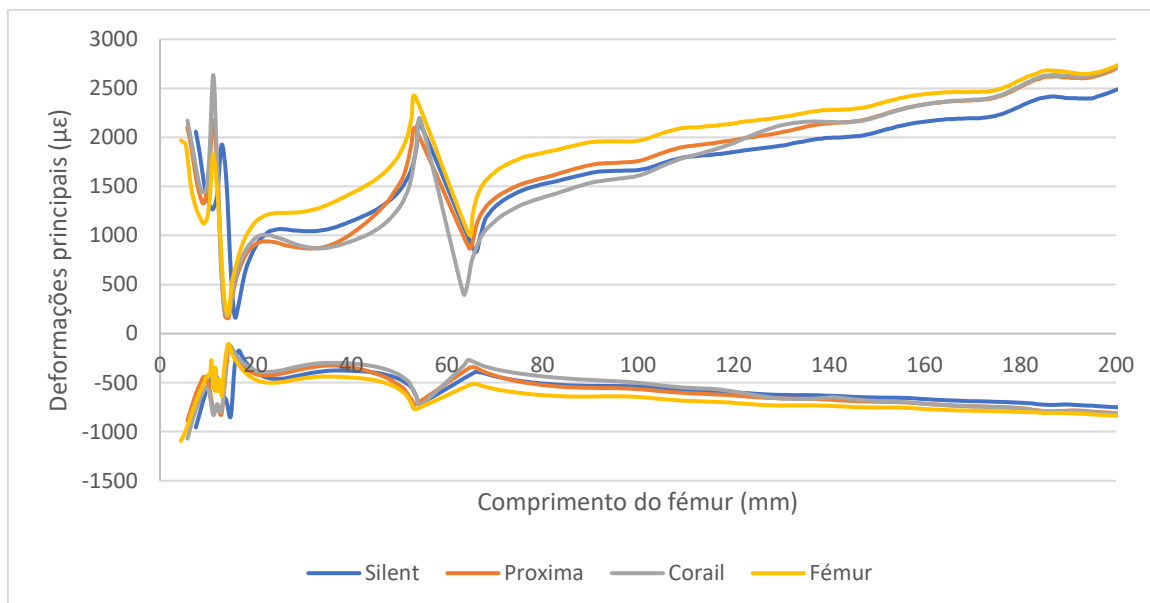


Figura 6.14 - Deformações principais máximas e mínimas no aspecto lateral.

A figura 6.15, reporta os resultados das deformações principais no lado medial ao longo do osso cortical para os diversos modelos em estudo. Através de uma análise geral dos resultados observou-se, novamente que na região da metáfise as próteses *Silent* e *Proxima* apresentarem um comportamento mecânico mais similar ao do fémur não implantado.

Comparando as deformações principais das hastes curtas, conclui-se que a haste *Silent* no aspecto medial obteve um melhor comportamento mecânico. Tal como observado no caso da osseointegração na região proximal do fémur, a haste *Corail* foi a que demonstrou os resultados de carga mais ineficazes, o que permitiu concluir que nesta região com a utilização deste implante a probabilidade de perda de massa óssea será superior quando comparada com os modelos da haste curta. Esta redução óssea poderá provocar problemas como a falta de suporte e conseqüente migração do implante, o que provoca a necessidade de uma intervenção cirúrgica de remoção do implante.

Com este implante e tal como nos aspectos anteriores é notório a melhoria de transferência das cargas na parte distal femoral, como é possível ser observado pelos respectivos resultados do gráfico do aspecto medial para a secção distal.

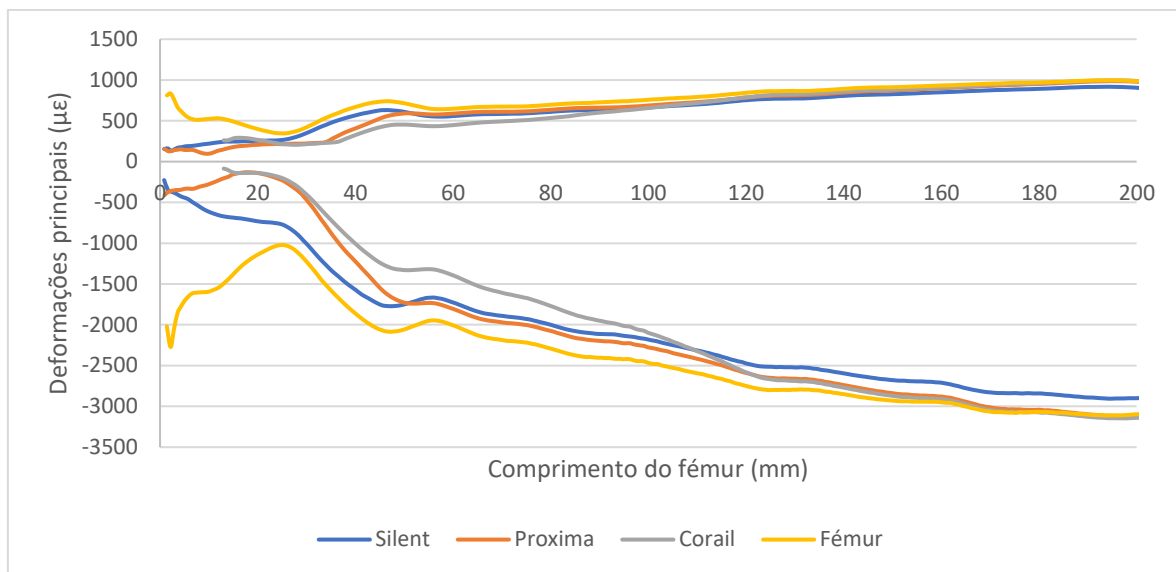


Figura 6.15 - Deformações principais máximas e mínimas no aspecto medial.

Por fim, no aspecto posterior, observou-se um aumento das deformações mínimas na metáfise do fêmur nas hastes *Proxima* e *Corail*, em relação ao modelo do fêmur não implantado em cerca de 2 vezes. Este aumento das deformações mínimas nesta região indiciam uma acumulação das cargas cíclicas nesta região e que pode conduzir a uma falha do implante nesta região.

Ao contrário do observado nos lados medial, anterior e lateral, verifica-se que na zona distal as hastes curtas apresentam melhor transferência de carga, quando comparadas com a haste convencional, em especial nas deformações mínimas. Esta evidência já tinha sido reportada no mesmo aspecto aquando da situação de osseointegração.

Quanto as deformações máximas, verificou-se através da observação do gráfico da figura 6.16 que a haste convencional e a haste curta *Proxima* apresentaram comportamentos mais semelhantes ao do fêmur intacto, do que a haste *Silent*.

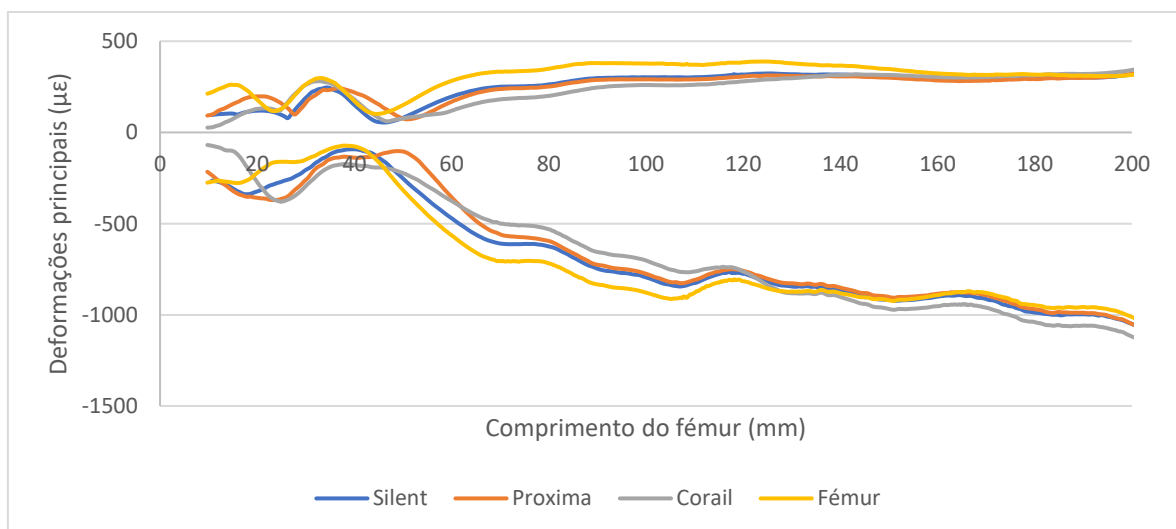


Figura 6.16 - Deformações principais máximas e mínimas no aspecto posterior.

Finalizadas as observações é possível concluir que na situação de imediato pós-operatório as hastes curtas evidenciaram o melhor comportamento mecânico, aproximando-se do comportamento do modelo intacto. No caso de pós-operatório conclui-se que a haste *Proxima*, é capaz de uma melhor distribuição das cargas aplicadas à articulação em contrário à resposta dada no caso de osseointegração.

Já no caso da haste convencional, *Corail*, verificou-se o mesmo resultado evidenciado na osseointegração, no qual esta prótese no aspeto medial da metáfise apresenta fraca distribuição das cargas aplicadas à articulação, o que permitiu concluir que neste aspeto vai haver uma redução de perda óssea a termo em especial na região calcar onde foram observadas as menores deformações principais máximas e mínimas comparativamente com os restantes modelos implantados. Esta conclusão leva a querer que com o tempo possa ocorrer falha mecânica do implante por falta de suporte na região calcar, provocando a migração do implante ou fratura óssea na região.

6.2.2.2 Resultados na interface implante-osso.

- *Silent Hip*

Com a introdução da haste *Silent* no fémur, verificaram-se alterações na interface implante-osso em termos de deformações principais. A figura 6.17 demonstra os resultados obtidos das deformações principais ocorridas na interface. Através de uma análise geral foi possível destacar que o lado medial apresentou os maiores valores de deformações principais, com valores máximos de $3600\mu\epsilon$ e $-9000\mu\epsilon$ a ocorrem na região proximal da prótese. Nesta mesma região também se verificou que o aspeto posterior apresenta deformações mínimas bastante elevadas, com pico de $-6700\mu\epsilon$.

Outro dos locais onde foi possível verificar concentrações de deformações, foi na ponta distal da haste, onde se verifica que os aspetos com maiores deformações são precisamente o medial e o posterior atingindo valores de $6600\mu\epsilon$ e $-6900\mu\epsilon$ no aspeto medial.

Com esta observação conclui-se que existem 2 zonas críticas na interface da haste *Silent*, sendo elas a região proximal, colo femoral, e a parte distal do implante. Como se tratam de regiões de concentrações de deformações é espectável que a ocorrência de falha mecânica seja observada nestes locais.

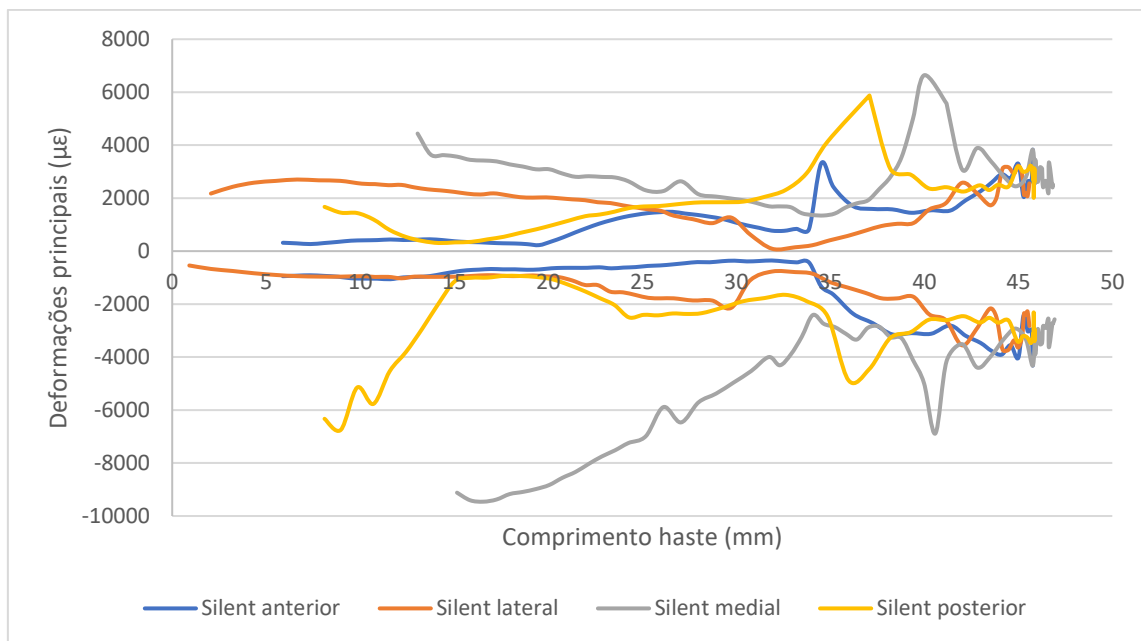


Figura 6.17 - Deformações principais máxima e mínima na interface da haste Silent Hip.

- **Proxima**

Observando a figura 6.18, onde se encontram representadas as deformações máximas ocorridas na interface da haste *Proxima*, foi possível verificar que existe uma linearidade de valores ao longo dos diversos aspectos, sendo que na região mais proximal da interface verifica-se que o aspecto lateral apresentou maiores níveis de deformação máximas, com valores a chegarem aos 3200µε. Tal como aconteceu na situação de osseointegração a região distal da haste apresentou picos de deformação, sendo o pico mais elevado originado no aspecto posterior, 7100µε. Também no aspecto medial, na zona distal se verificou um pico de deformação máxima na haste, com valores a rondarem os 4300µε.

No caso das deformações principais mínimas, não se verifica a mesma linearidade de resultados ao longo dos respectivos aspectos. Verificou-se diversos picos de deformações a ocorrerem na região proximal da interface, para os aspectos lateral, medial e posterior, com valores respetivos de -7100µε, -5500µε e -4100µε. Os picos registados quer no aspecto medial, quer no aspecto posterior, estão localizados no início da abertura do canal femoral, enquanto que no aspecto lateral este pico encontra-se na região do grande trocânter. Também nas deformações mínimas se evidenciaram deformações elevadas na ponta distal da haste, nos diversos aspectos, no entanto o mais afetado foi o aspecto medial, registando-se um valor máximo de -8000µε.

Com estes resultados verifica-se que as maiores deformações seguem a geometria da prótese, com maior incidência na região proximal e na ponta da haste, sendo estas regiões de concentração de tensões que poderão provocar dano nas estruturas adjacentes por fadiga.

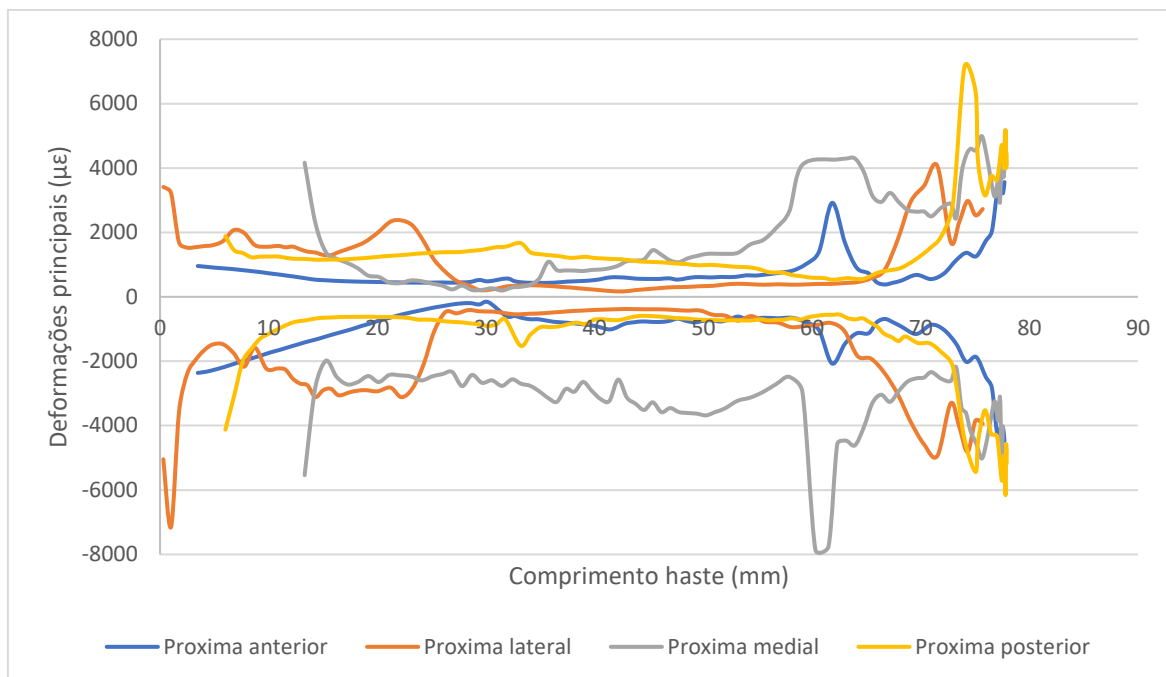


Figura 6.18 - Deformações principais máximas e mínimas na interface da haste Proxima.

- **Corail**

Na figura 6.19, estão representadas graficamente as deformações principais máximas e mínimas na interface entre o osso trabecular e a haste *Corail*. Através de uma análise geral dos resultados exposto, observa-se que a região mais proximal da interface é afetada por deformações mais acentuadas, nos aspetos medial e posterior, com valores respetivos de $4000\mu\epsilon$ e $-8000\mu\epsilon$, $4000\mu\epsilon$ e $-6700\mu\epsilon$, das deformações máximas e mínimas respetivamente para o conjunto de aspetos mencionados.

Também da análise efetuada, e tal como observado nas hastes anteriores, a região distal da haste, demonstrou as maiores deformações principais. Esta foi uma zona comum aos diferentes aspetos onde se observaram os picos de deformações principais máximas e mínimas ocorridas, atingindo o valor máximo de $6400\mu\epsilon$ para as deformações principais máximas e -9700 para as deformações principais mínimas.

Com estes dados, conclui-se o mesmo que nos anteriores casos, que a região distal da haste *Corail*, há um maior acumular de deformações, sendo esta observação espetável, uma vez que a geometria da prótese permite o acumular de deformações na sua ponta, tornando esta zona crítica a falha por fadiga.

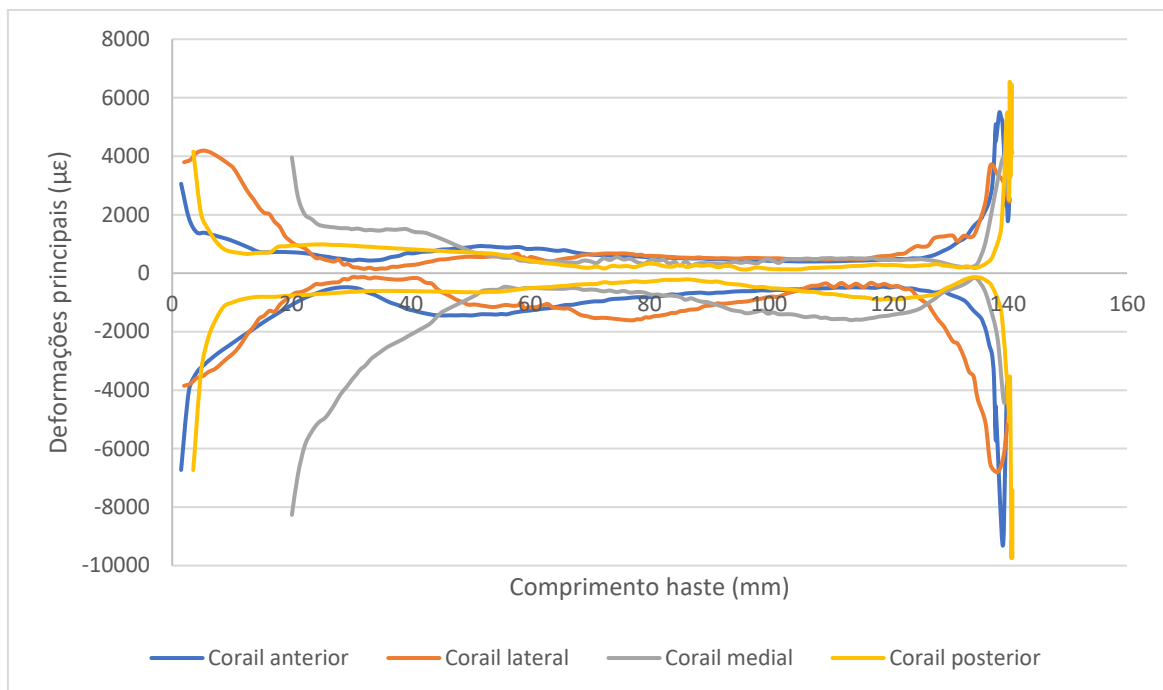


Figura 6.19 - Deformação principal máxima na interface da haste Corail.

As conclusões obtidas por verificação dos resultados dos gráficos acima, podem ser visualizadas através das figuras 6.20 e 6.21, onde são comparadas as regiões críticas para o modelo intacto e os modelos implantados.

Verifica-se claramente, com a utilização da haste *Silent*, que a região do colo femoral e a zona distal do implante sofrem elevadas cargas na situação de imediato pós-operatório, pelo que a necessidade de uma boa qualidade óssea nestas regiões é essencial para prevenir a origem de fraturas, observáveis no colo femoral com este tipo de dispositivo.

No caso da haste *Proxima* verifica-se que a incidência das deformações máximas e mínimas ocorrem ao longo do aspeto medial, culminando na ponta distal da haste. Observando a região lateral da interface verifica-se que devido ao flanco lateral da haste observa-se uma distribuição de cargas nesta região, evidenciada pelas deformações mínimas.

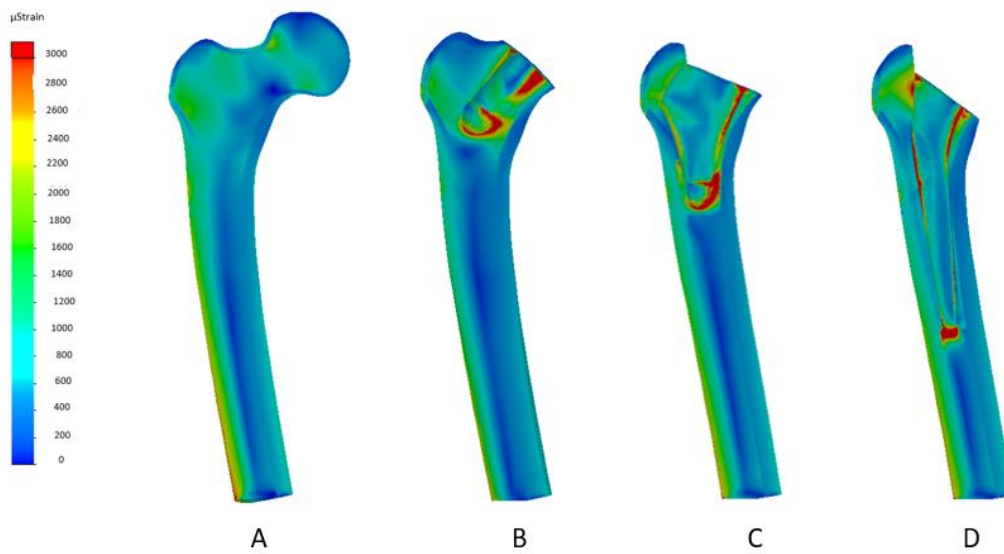


Figura 6.20 - Deformações principais máximas; a) modelo intacto; b) haste Silent; c) haste Proxima; d) haste Corail.

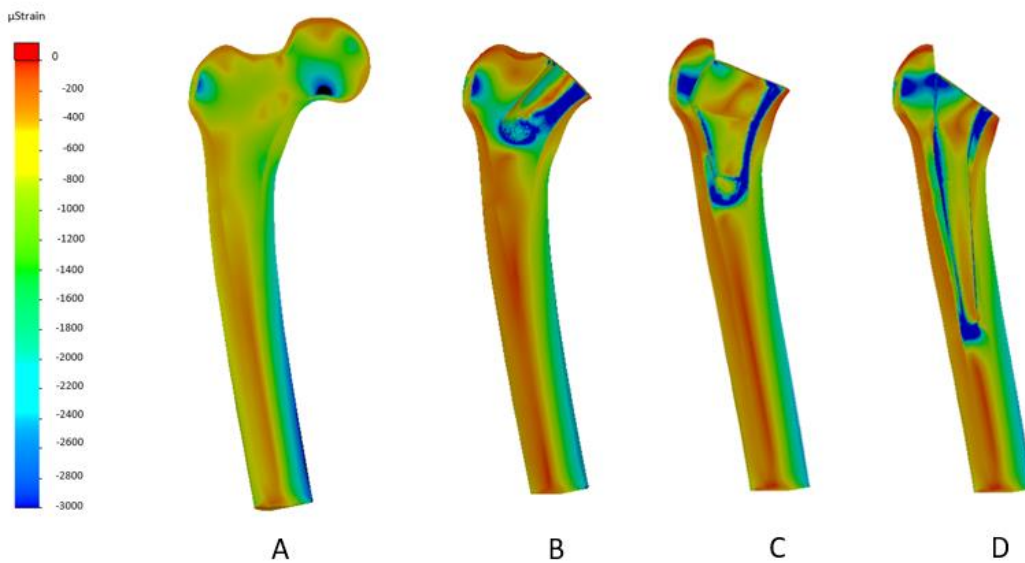


Figura 6.21 - Deformações principais mínimas; a) modelo intacto; b) haste Silent; c) haste Proxima; d) haste Corail.

Com as imagens do modelo implantado da haste *Corail*, verificou-se o discutido dos dados obtidos na sua interface.

Através deste plano de corte são facilmente identificadas as zonas de maiores cargas envolvidas na situação de pós-operatório com a implantação da prótese *Corail*, sendo elas as já observadas zona medial, onde se verificam maior incidência de deformações na zona proximal da haste, a região lateral ao longo da haste com maior grau de deformação na região do grande trocânter e a ponta distal da haste.

6.2.2.3 Micromovimentos

Por forma a avaliar a estabilidade de cada prótese, determinou-se os micromovimentos existentes entre o implante e o osso na interface. Nesta tarefa foram observados os micromovimentos correspondentes nos 4 aspetos da interface, anterior, posterior, medial e lateral. Este estudo teve como objetivo verificar se os micromovimentos entre a interface implante-osso permitiam a existência de uma boa osseointegração. Como tal foi necessário ter em mente que a garantia de uma boa osseointegração só é conseguida se os movimentos entre implante e osso se situarem em torno dos 50 μm e nunca ultrapassando o limite estabelecido de 150 μm , o que levaria à formação de tecido fibroso por substituição da camada óssea. [1].

As figuras seguintes demonstram os resultados obtidos para os diferentes implantes em estudos nos diversos aspetos, onde foi possível observar os valores máximos de micromovimentos associados a cada um destes implantes, bem como o comportamento destes ao longo da interface.

Começou-se por analisar o aspeto anterior (figura 6.22), onde se constata que a prótese com maior estabilidade foi a *Corail*, cujo valor de micromovimento máximo foi de 49 μm , localizado na zona proximal da interface. Observou-se também uma redução de micromovimentos ao longo desta haste, aumentando ligeiramente na parte final da interface.

No caso da haste *Proxima*, foi observável a ocorrência de variações bruscas a partir do meio da mesma, prolongando-se até à ponta final, atingindo um máximo de 39 μm no aspeto em causa. Por fim da análise dos micromovimentos do implante *Silent*, observa-se que a região mais instável ocorreu na parte mais proximal da haste, onde se registou um pico máximo de 49 μm . Desde aí ocorreu uma redução dos micromovimentos até à região final.

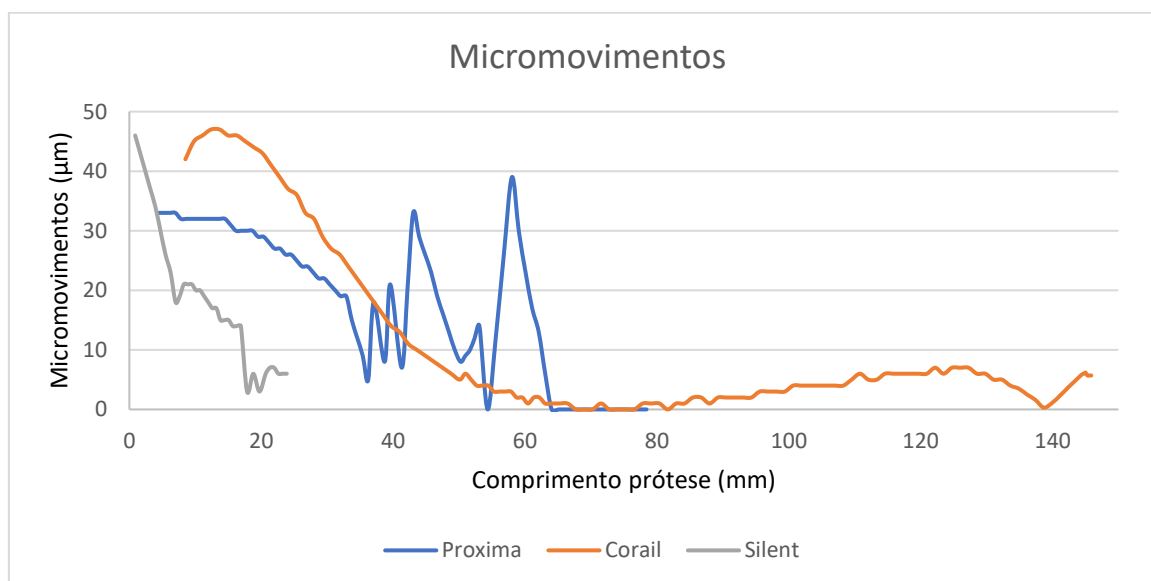


Figura 6.22 - Micromovimentos dos diferentes modelos protésicos no aspeto anterior.

Com a análise dos micromovimentos do aspeto anterior, procedeu-se ao mesmo parâmetro de análise agora relativamente ao aspeto lateral (figura 6.23). Neste aspeto constatou-se que existiram grandes variações de micromovimentos ao longo dos respetivos implantes.

Para a haste convencional, registou-se um valor máximo de 19 μm ocorrido na parte distal da haste. Na haste *Silent*, novamente registou-se o maior valor de micromovimentos na zona mais proximal da interface com um valor de pico de 46 μm . Também analisando o que resta do implante, os valores obtidos não foram além dos 15 μm . Por fim na prótese *Proxima*, obteve-se o valor máximo no aspeto lateral correspondente a 25 μm na região distal. Para além desta região também se observou um pico na parte proximal da prótese com o valor de 19 μm .

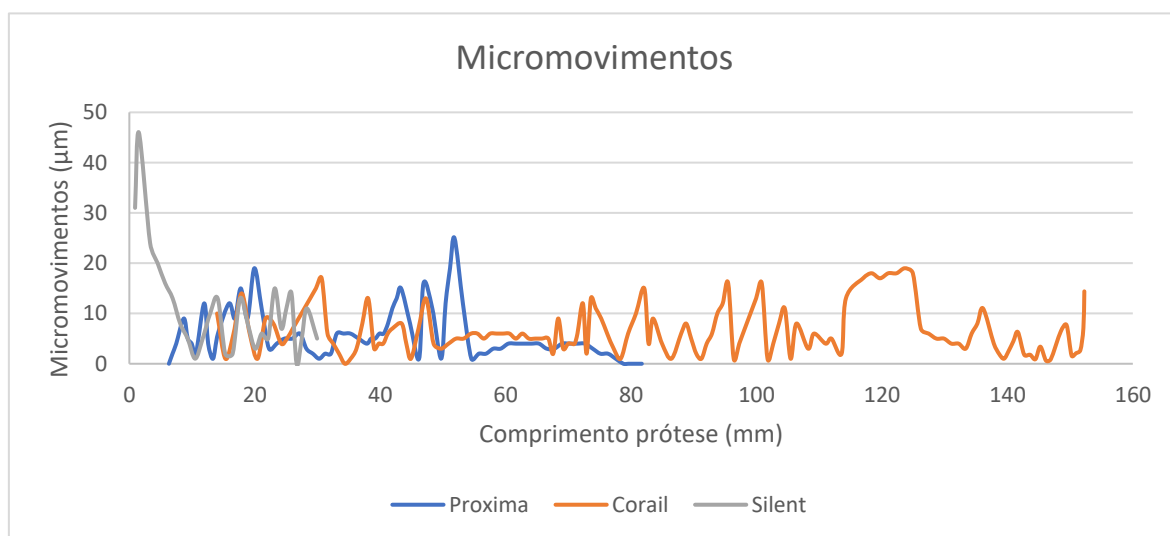


Figura 6.23 - Micromovimentos dos diferentes modelos protésicos no aspeto lateral.

No aspeto medial (figura 6.24), também se observou grande variações de micromovimentos ao longo dos implantes. A haste *Proxima* apresentou o menor pico de micromovimento, 18 μm , situada na porção medial do implante. Tal como a *Proxima*, a *Corail* apresentou o seu valor maior de micromovimento na parte distal do implante, com um deslocamento equivalente a 30 μm . No entanto comparando estes dois implantes denota-se que a *Corail*, apresenta maior estabilidade na região proximal. Por seu turno a *Silent*, apresenta um valor máximo de movimento na interface de 34 μm no início desta e tal como nas restantes também sofre um aumento de micromovimentos na porção distal.

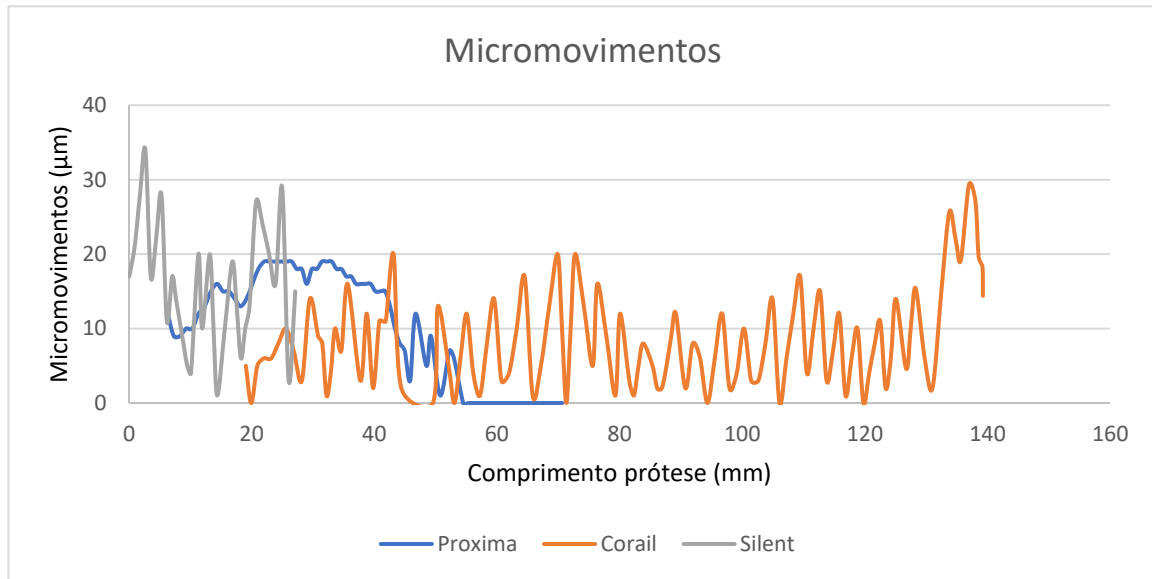


Figura 6.24 - Micromovimentos dos diferentes modelos protésicos no aspecto medial.

Concluindo, com a análise do aspecto posterior (figura 6.25), verificou-se que neste aspecto se registou um valor máximo de micromovimentos na *Proxima* de 40 μm na parte proximal da interface. Ao longo do implante observa-se redução dos micromovimento até à parte distal onde existiu um novo aumento. Quanto à haste Corail, novamente verificou-se uma reduzida variação de micromovimentos ao longo da interface, tal como aconteceu no aspecto anterior. Para este aspecto esta prótese registou um valor máximo de 29 μm , também na porção proximal da mesma. O comportamento é parecido com o da haste anterior, já que também na ponta distal ocorreu um novo aumento dos valores de micromovimentos, atingindo um máximo de 25 μm . De notar que neste aspecto a haste *Silent*, coincidiu como a que obteve o menor pico de micromovimentos, 30 μm .

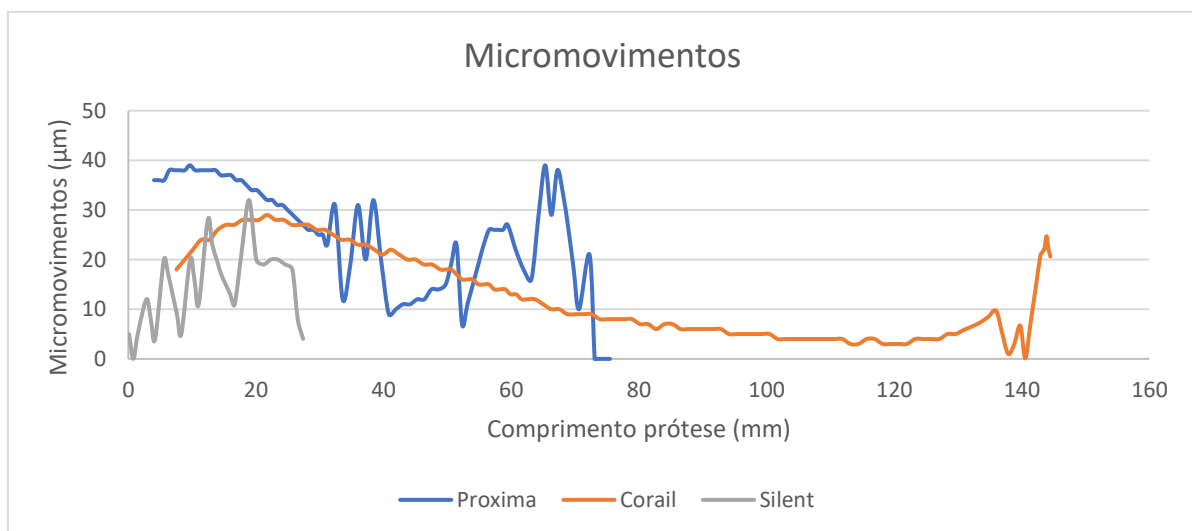


Figura 6.25 - Micromovimentos dos diferentes modelos protésicos no aspecto posterior.

Com a observação efetuada aos micromovimentos de cada implante e através de uma observação geral dos resultados, verificou-se o espectável, ou seja, a prótese convencional coincidiu com a que proporcionou uma maior estabilidade dentro do canal femoral. Este facto vem verificar o já exposto neste trabalho, no qual uma das desvantagens associadas aos implantes curtos se prende com a estabilidade do mesmo quando colocado no fémur. No entanto é possível assegurar que apesar de em geral os implantes apresentarem menor estabilidade comparativamente com a haste convencional, os seus valores máximos rondam os valores identificados como ideais para que seja exista uma boa osseointegração ao redor do implante.

Capítulo 7 - Correlação dos resultados numéricos com resultados clínicos e experimentais

Este capítulo teve como objetivo a avaliação dos resultados obtidos nos modelos numéricos implantados, através de uma correlação com o evidenciado em casos clínicos referentes aos mesmos implantes.

No caso da prótese curta *Silent*, não foi possível realizar uma comparação através de resultados clínicos em que o mesmo implante fosse utilizado. Como tal a única semelhança possível de ser protagonizada, é comparar este dispositivo com uma prótese de *Resurfacing*, já que a *Silent* consiste numa evolução destes.

Como tal, através da observação de um estudo realizado por Daniel et al. [95], em que foram observadas 1000 próteses de *Birmingham Hip Resurfacing* (BMR), com um tempo de seguimento médio de 13,7 anos, o autor verificou que existiu falha mecânica do componente levando à revisão de 38 implantes. Destas 38 revisões, 17 foram associadas a problemas no fémur, dos quais 4 estão relacionados com a origem de fratura no pescoço femoral. Num outro estudo semelhante, dirigido por Garrido et al. [96], foram implantadas 202 BMR em pacientes com idades médias de 51 anos. Das observações efetuadas durante 4 anos, o autor reportou como complicações mais evidenciadas, a existência de fratura na região do colo femoral. Através destes resultados foi possível destacar um termo evidenciado em ambos os casos, *Silent* e BMR, a maior probabilidade de existência de fratura no colo femoral. Ora nos resultados obtidos para a haste *Silent*, foi evidente que a região do colo femoral é uma das zonas críticas associadas ao implante e que por isso o risco de falha mecânica neste aspeto é elevado, com a possível ocorrência de fratura no pescoço femoral, tal como registado nos estudos com próteses de *Resurfacing*.

Em seguida realizou-se o mesmo processo de análise para a prótese *Proxima*, no qual se avaliou os resultados obtidos com o demonstrado em casos clínicos de estudo referentes ao implante. Kim et al. [89], reportou um estudo clínico comparando o implante com um implante convencional. Foram implantadas 70 hastes curtas e 70 convencionais em pacientes com uma idade média de 74,9 anos e 76 anos para haste curta e longa respetivamente. Após um tempo de observação média de 4,1 anos para os pacientes com o implante curto e 4,8 para o implante longo, o autor não observou diferenças significativas nos desempenhos dos implantes através do *Harris Hip Score*. No caso dos pacientes que receberam a *Proxima*, nenhum apresentou dores após a cirurgia, no entanto, seis pacientes reportaram desconforto na região do grande trocânter, o que é verificado pelas imagens do corte do plano frontal, já que nesta região ocorreu um acumular de deformações. Em termos de verificação de stress-shielding nos dois modelos, o autor reporta que a haste convencional sofreu maior incidência deste acontecimento, o que também é explicado através dos gráficos analisado, em que a zona medial corresponde à região de menores deformações visualizadas para a haste convencional, associando este acontecimento a uma menor transferência de carga nesta região, resultando numa redução de densidade óssea na região calcar com a haste convencional. Num outro estudo protagonizado pelo mesmo

autor [76], em que foi comparado o desempenho do implante em pessoas jovens com idade média de 43,9 anos e em pessoas com idade superior equivalente a uma média de 78,9 anos. Do observado, de realçar o bom desempenho apresentado pelo implante em ambos os grupos, onde foi possível a formação de osseointegração, o que revela uma boa estabilidade do implante, comprovando assim os resultados obtidos neste em termos de micromovimentos na interface implante-osso. De realçar que o autor reporta a existência de ligeira diminuição de densidade óssea em todos os modelos na região calcar do fémur. Este facto é comprovado pelo observado nas deformações mediais quer para osseointegração, quer para o pós-operatório, onde comparando os valores de deformações principais do implante com o fémur intacto, denotou-se na parte proximal do fémur, uma grande diferença entre estes valores, o que sugere um efeito de bloqueio de carga nesta região, ocorrendo o arredondamento da região calcar femoral. Similares observações foram reportadas em outros estudos realizados utilizando o mesmo implante [97][98].



Figura 7.1 - Radiografia da haste Proximal, 3 anos pós-operatório onde é visível o arredondamento da região calcar [98].

Tal como observado por Kim [89] relativamente ao nível de *stress-shielding* da haste convencional, Vidalain [69] através de uma retrospectiva dos resultados para a haste convencional *Corail* ao longo de 20 anos, observou que a região calcar com a introdução do implante apresentou efeito de *stress-shielding*, agravado ao longo dos anos de observação, o que originou complicações pós-operatórias como fraturas na região proximal do fémur e luxação do implante. Em termos de estabilidade do implante, o autor através do seu estudo verificou estabilidade em todos os dispositivos implantados. Semelhantes resultados foram observados neste trabalho, onde foi possível verificar que esta haste apresentou maior estabilidade comparativamente com as restantes próteses curtas.

Relativamente às deformações ocorridas ao longo do osso cortical, conclusões semelhantes ao evidenciado neste trabalho foram observadas através de um estudo

experimental protagonizado por Bieger et al. [57]. O autor através de uma comparação entre 2 modelos protésicos, uma de haste longa e um outro de haste curta, denotou que o implante com menor comprimento promovia uma distribuição mais fisiológica, verificando-se uma maior aproximação das deformações na região medial proximal comparativamente com a prótese longa. Ao invés, na região distal, o autor verificou um maior bloqueio de cargas apresentado pela haste curta, passando a haste longa a fazer uma transferência de carga mais próxima do observado com osso intacto.

No mesmo estudo também foram medidos os micromovimentos relativos a cada prótese, onde foi possível encontrar semelhantes resultados, em termos comparativos entre qual das próteses produziu uma maior estabilidade, ficando este campo destinado à haste longa.

Østbyhaug et al. [58], também verificou resultados semelhantes aos de Bieger [57] em termos de *stress-shielding*. No seu estudo experimental, o autor testou diversas soluções de próteses em que em cada ensaio foi feito o encurtamento do dispositivo até ao máximo de 50 mm do tamanho original. Com estes ensaios, verificou que a diminuição do comprimento da haste, beneficiou uma melhor distribuição das deformações para o osso na região medial proximal. Em termos comparativos, o estudo foi capaz de concluir que a zona medial calcar se enquadra como a região mais afetada com a utilização de uma haste com um comprimento superior, conduzindo assim a uma menor distribuição de forças nesta região levando à consequência de reabsorção óssea. Também foram realizados ensaios de micromovimentos, do qual o autor obteve resultados favoráveis nas hastes curtas com encurtamento de 50 mm. Nestas observou-se um máximo obtido de 32 μm , o que conclui uma boa estabilidade para a promoção de osseointegração. Com estas dois ensaios experimentais, verifica-se uma boa correlação com os resultados obtidos nesta dissertação, já que as conclusões a retirar das simulações numéricas vão de encontro ao obtido através dos ensaios experimentais aqui apresentados.

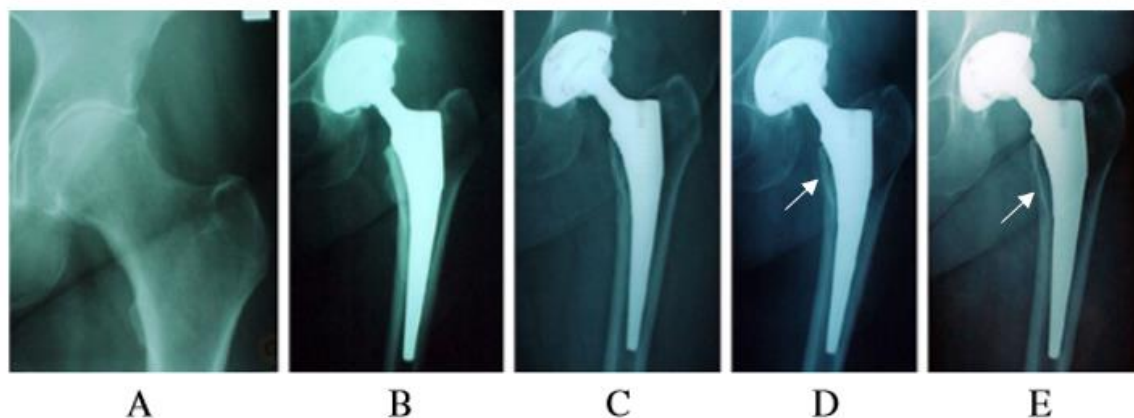


Figura 7.2 - Radiografia da haste Corail, (b) pós-operatório; (c, d, e) Visualização de reabsorção óssea na região proximal do fémur [69].

Capítulo 8 - Conclusões

O presente trabalho teve como objetivo a realização de uma análise comparativa entre hastes curtas e hastes longas na artroplastia da anca. Da análise efetuada é possível concluir que o comprimento da prótese e o nível de remoção do pescoço femoral influenciam as distribuições de cargas ao longo do fémur, provocando alterações no seu comportamento, conduzindo a variações da densidade óssea.

A comparação efetuada entre o modelo intacto, modelo com prótese longa, modelo com a prótese *Proxima* e modelo com a haste *Silent*, permitiu concluir que o modelo utilizado na artroplastia da anca que se aproxima mais do comportamento do osso intacto são os modelos com haste curta, destacando-se neste caso a haste *Silent*, que apresentou um comportamento semelhante quer na situação de osseointegração, quer na situação de imediato pós-operatório. Neste último caso verifica-se uma melhoria do comportamento da haste *Proxima*, comparativamente com a ocorrida na osseointegração, onde o seu desempenho não foi tão eficaz.

Dos resultados obtidos constata-se que as hastes curtas promovem uma distribuição das cargas da articulação numa fase mais proximal do fémur, em especial no aspeto medial. Da análise dos resultados a conclusão retirada no caso da haste longa, é o já observado na literatura, em que a utilização deste tipo de implantes favorece uma transferência dos esforços na parte distal do fémur, levando à existência do efeito de *stress-shielding* na região proximal, com incidência no calcar do fémur.

Relativamente às áreas de risco associadas a cada prótese, concluiu-se que a região medial do colo do fémur se apresenta como uma zona crítica para a haste *Silent*, onde o índice de falha por fadiga é elevado, conduzindo à fratura do colo femoral, tal como foi possível evidenciar nos casos clínicos, pelo que se sugere uma mudança da colocação do implante para uma posição mais varus, diminuindo assim as cargas na articulação. Já para as restantes próteses estas áreas estão essencialmente distribuídas ao longo da geometria da haste, com maior surgimento na ponta distal das mesmas.

Na estabilidade dos implantes dentro do fémur, verificou-se uma boa resposta dada por cada um, apresentando valores abaixo dos 50 μm , verificando-se assim a promoção da osseointegração.

Trabalhos Futuros

Numa perspetiva de trabalhos futuros, seria interessante verificar experimentalmente o comportamento associado a cada implante dentro do fémur, realizando o mesmo estudo efetuado com os modelos numéricos, onde através de um modelo experimental do fémur intacto, se compare os diferentes comportamentos mecânicos entre modelos. Uma vez que nas simulações numéricas da situação pós-operatória, se considerou uma geometria simplificada dos modelos numéricos das hastes *Proxima* e *Corail*, seria interessante a verificação dos micromovimentos de

cada haste apresentando os respectivos detalhes presentes na superfície das respectivas hastes, por forma a verificar a existência de uma maior estabilidade dos implantes.

Também seria interessante o estudo dos comportamentos mecânicos para diferentes geometrias e comprimentos que estão relatados neste trabalho, relativos às hastes curtas, bem como a utilização de diferentes matérias e modos de fixação de forma a verificar a sua influência no desempenho de transferência de carga da prótese para o osso adjacente.

Referências Bibliográficas

- [1] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindústria Edições Técnicas, 2011.
- [2] D. P. Byrne, K. J. Mulhall, and J. F. Baker, “Anatomy & Biomechanics of the Hip,” pp. 51–57, 2010.
- [3] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia & Fisiologia*, vol. 6ª edição. 2003.
- [4] A. de Anatomia, “Quadril,” 2001. [Online]. Available: <https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-articular/diartroses/quadril/>. [Accessed: 25-Feb-2017].
- [5] R. L. Drake, W. Vogl, and A. W. M. Mitchell, *Gray's - Anatomia para Estudantes*. Elsevier Editora Ltda., 2005.
- [6] D. Cátia Saavedra João Espregueira-Mendes Clínica do Dragão, “Alinhamento dos membros inferiores,” *Med. Desportiva Inf.*, vol. 5, no. 4, pp. 30–31, 2014.
- [7] G. Bergmann *et al.*, “Hip forces and gait patterns from routine activities,” *J. Biomech.*, vol. 34, pp. 859–871, 2001.
- [8] Orthoinfo, “Artroplastia total de quadril (Total Hip Replacement),” 2015. [Online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/pt/treatment/artroplastia-total-de-quadril-total-hip-replacement>. [Accessed: 15-Mar-2017].
- [9] S. Armfield, “Avascular Necrosis of the Femoral Head,” *Physio Works*, 2017. [Online]. Available: <http://physioworks.com.au/injuries-conditions-1/avascular-necrosis-of-the-femoral-head>. [Accessed: 28-Nov-2017].
- [10] G. A. Malanga, “Femoral Neck Fracture,” *Medscape*, 2016. [Online]. Available: <https://emedicine.medscape.com/article/86659-overview>. [Accessed: 06-Apr-2017].
- [11] R. P. de Artroplastias, “Relatório Anual 2013,” *Soc. Port. Ortop. e Traumatol.*, vol. nº 3, 2013.
- [12] H. O. W. A. Functioning and G. Procedure, “Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures,” vol. 8906, no. March, pp. 1–10, 2016.
- [13] A. J. R. Registry, “ANNUAL REPORT 2016,” 2016.
- [14] Swedish Hip Arthroplasty Register, *Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report 2015*. 2015.
- [15] M. Oliveira, “Estudo e desenvolvimento de uma haste femoral de fixação combinada,” Universidade de Aveiro, 2011.
- [16] R. Duarte and A. Ramos, “Validação numérica e experimental da transferência de carga na articulação da anca com e sem prótese total,” ... *Ortop. e ...*, vol. 21, no. 3, pp. 249–258, 2013.
- [17] S. D. Ulrich *et al.*, “Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision?,” *Int. Orthop.*, vol. 32, no. 5, pp. 597–604, 2008.
- [18] P. Roberts, P. Grigoris, H. Bosch, and N. Talwaker, “(iii) Resurfacing arthroplasty of the hip,” *Curr. Orthop.*, vol. 19, no. 4, pp. 263–279, 2005.
- [19] A. M. Ramos, “Estudo numérico e experimental de uma nova componente femoral da prótese de anca cimentada,” Universidade de Aveiro, 2006.
- [20] C. A. M. Relvas, “Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção in situ da geometria do canal femoral,” Universidade de Aveiro, 2007.
- [21] G. De Investigação, T. Departamento, D. E. Mecânica, R. Duarte, and A.

-
- Ramos, “Articulação Anca Intacta E Com Prótese Total Press-Fit E Resurfacing,” vol. 22, no. 2, pp. 5–18, 2014.
- [22] W. A. Hodge and S. M. Fitts, “Hip Resurfacing: A Fair and Balanced Review,” *Semin. Arthroplasty*, vol. 17, no. 2, pp. 35–41, 2006.
- [23] C. R. Nabais and E. Química, “Análise Numérica da Interface Osso – Cimento na Artroplastia da Anca,” FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO, 2006.
- [24] LINK, “Lubinus Classic Plus ® Hip Prosthesis System,” 2010. [Online]. Available: http://www.linknederland.nl/_cache/link/media/xzdtov5790/Link_Nederland_Lubinus_Classic_implantaten_en_instrumenten_12_2010.pdf. [Accessed: 17-Apr-2017].
- [25] H. Krishnan, S. P. Krishnan, G. Blunn, J. A. Skinner, and A. J. Hart, “Modular neck femoral stems,” *Bone Jt. J.*, vol. 95 B, no. 8, pp. 1011–1021, 2013.
- [26] I. D. Learmonth, C. Young, and C. Rorabeck, “The operation of the century: total hip replacement,” *Lancet*, vol. 370, no. 9597, pp. 1508–1519, 2007.
- [27] I. D. Learmonth, “Artificial joints: A biotechnological revolution,” *Surg.*, vol. 3, no. 3, pp. 171–183, 2005.
- [28] J. M. Murnaghan and A. J. Hamer, “Hip and knee replacement,” *Surgery*, vol. 28, no. 10, pp. 508–513, 2010.
- [29] P. Chandran, M. Azzabi, J. Miles, M. Andrews, and J. Bradley, “Furlong Hydroxyapatite-Coated Hip Prosthesis vs the Charnley Cemented Hip Prosthesis,” *J. Arthroplasty*, vol. 25, no. 1, pp. 52–57, 2010.
- [30] R. B. Bourne, C. H. Rorabeck, and A. et al. Laupacids, “A randomized clinical trial comparing cemented to cementless total hip replacement in 250 osteoarthritic patients: the impact on health related quality of life and cost effectiveness,” *Iowa Orthop. J.*, vol. 14, no. C, pp. 108–14, 1994.
- [31] G. Lewis, “Properties of acrylic bone cement: state of the art review.,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 38, no. February, pp. 155–82, 1997.
- [32] Stenio Guilherme Vernasque da Silva, “Artroplastia do Quadril,” 2009. [Online]. Available: <http://sotstenio.blogspot.pt/2009/04/artroplastia-do-quadril.html>. [Accessed: 15-Apr-2017].
- [33] T. Scheerlinck and P.-P. Casteleyn, “The design features of cemented femoral hip implants,” *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 88–B, no. 11, pp. 1409–1418, 2006.
- [34] DepuySynthes, “Charnley Hip System,” 2016. [Online]. Available: [http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT Mobile/Synthes International/Product Support Material/legacy_DePuy_PDFs/DSEM-JRC-0716-0669_LR.pdf](http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_DePuy_PDFs/DSEM-JRC-0716-0669_LR.pdf). [Accessed: 17-Apr-2017].
- [35] Stryker, “Exeter® Surgical Technique Orthopaedics V40™ Stem Cement-in-Cement,” 2014. [Online]. Available: <https://www.strykermeded.com/media/1218/exeter-cement-in-cement-surgical-technique.pdf>. [Accessed: 17-Apr-2017].
- [36] J. A. de O. Simões, “Estudo da componente femoral de uma prótese de anca de rigidez controlada,” Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 1998.
- [37] A. Ramos and J. A. Simões, “The influence of cement mantle thickness and stem geometry on fatigue damage in two different cemented hip femoral prostheses,” *J. Biomech.*, vol. 42, no. 15, pp. 2602–2610, 2009.
- [38] J. J. S. Stone, J. A. Rand, E. K. Chiu, J. J. Grabowski, and K. N. An, “Cement viscosity affects the bone-cement interface in total hip arthroplasty,” *J. Orthop.*

-
- Res.*, vol. 14, no. 5, pp. 834–837, 1996.
- [39] A. Unnanuntana, A. Dimitroulias, M. P. Bolognesi, K. L. Hwang, S. B. Goodman, and R. E. Marcus, “Cementless femoral prostheses cost more to implant than cemented femoral prostheses,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 467, no. 6, pp. 1546–1551, 2009.
- [40] G. X. Ni, W. W. Lu, K. Y. Chiu, and D. Y. Fong, “Cemented or uncemented femoral component in primary total hip replacement? A review from a clinical and radiological perspective.,” *J. Orthop. Surg. (Hong Kong)*, vol. 13, no. 1, pp. 96–105, 2005.
- [41] E. P. Su and R. L. Barrack, “Cementless femoral fixation: not all stems are created equally.,” *Bone Joint J.*, vol. 95 B, no. 11 Suppl A, pp. 53–56, 2013.
- [42] N. P. Hailer, G. Garellick, and J. Kärrholm, “Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register,” *Acta Orthop.*, vol. 81, no. 1, pp. 34–41, 2010.
- [43] H. S. Khanuja, J. J. Vakil, M. S. Goddard, and M. A. Mont, “Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty,” *J. Bone Jt. Surgery-American Vol.*, vol. 93, no. 5, pp. 500–509, 2011.
- [44] J. S. Siopack and H. E. Jergesen, “Total hip arthroplasty.,” *West. J. Med.*, vol. 162, no. 3, pp. 243–249, 1995.
- [45] C. Varnum *et al.*, “Increased risk of revision of cementless stemmed total hip arthroplasty with metal-on-metal bearings,” *Acta Orthop.*, vol. 86, no. 4, pp. 491–497, 2015.
- [46] S. W. Carlson, D. D. Goetz, S. S. Liu, J. J. Greiner, and J. J. Callaghan, *Minimum 10-Year Follow-Up of Cementless Total Hip Arthroplasty Using a Contemporary Triple-Tapered Titanium Stem*, vol. 31, no. 10. Elsevier Ltd, 2016.
- [47] Y. H. Kim, J. W. Park, J. S. Kim, and I. W. Kim, “Twenty-Five- to Twenty-Seven-Year Results of a Cemented vs a Cementless Stem in the Same Patients Younger Than 50 Years of Age,” *J. Arthroplasty*, vol. 31, no. 3, pp. 662–667, 2016.
- [48] I. D. Learmonth, “(ii) Conservative hip implants,” *Curr. Orthop.*, vol. 19, no. 4, pp. 255–262, 2005.
- [49] S. D. Stulberg and R. M. Patel, “The short stem: promises and pitfalls.,” *Bone Joint J.*, vol. 95 B, no. 11 Suppl A, pp. 57–62, 2013.
- [50] F. Gómez-García, M. Fernández-Fairen, and R. Espinosa-Mendoza, “A proposal for the study of cementless short-stem hip prostheses,” *Acta Ortop. Mex.*, vol. 30, no. 4, pp. 204–215, 2016.
- [51] H. Feyen and A. J. Shimmin, “Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement?,” *Bone Joint J.*, vol. 96–B, no. 4, pp. 442–448, 2014.
- [52] E. J. M. Timothy McTighe, Declan Brazil, John M. Keggi, Louis Keppler, “Short-stem Designs for Total Hip Arthroplasty: Neck Stabilized Femoral Components | Musculoskeletal Key,” pp. 823–849, 2016.
- [53] S. R. Small *et al.*, “Characterization of Femoral Component Initial Stability and Cortical Strain in a Reduced Stem-Length Design,” *J. Arthroplasty*, vol. 32, no. 2, pp. 601–609, 2017.
- [54] J. P. Kassi, M. O. Heller, U. Stoeckle, C. Perka, and G. N. Duda, “Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 1143–1154, 2005.
- [55] T. McTighe, “Total Hip Stem Classification System,” *Reconstr. Rev.*, vol.

-
- Volume 4, no. Number 2, p. 24, 2014.
- [56] R. Bieger, A. Ignatius, R. Decking, L. Claes, H. Reichel, and L. Dürselen, "Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design," *Clin. Biomech.*, vol. 27, no. 2, pp. 158–164, 2012.
- [57] R. Bieger, A. Ignatius, H. Reichel, and L. Dürselen, "Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem," *J. Orthop. Res.*, vol. 31, no. 8, pp. 1180–1186, 2013.
- [58] P. O. Ostbyhaug, J. Klaksvik, P. Romundstad, and a. Aamodt, "Shortening of an anatomical stem, how short is short enough? An in vitro study of load transfer and primary stability," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 227, no. 5, pp. 481–489, 2013.
- [59] K. L. Ong, J. S. Day, M. T. Manley, S. M. Kurtz, and R. Geesink, "Biomechanical Comparison of 2 Proximally Coated Femoral Stems. Effects of Stem Length and Surface Finish," *J. Arthroplasty*, vol. 24, no. 5, pp. 819–824, 2009.
- [60] C. Valverde-mordt and D. Valverde-belda, "Conservative femoral implants . Short stems &," *Rev. Esp. Cir. Ortop. Traumatol.*, vol. 56, no. 1, pp. 72–79, 2012.
- [61] R. M. Patel, M. C. Smith, C. C. Woodward, and S. D. Stulberg, "Stable fixation of short-stem femoral implants in patients 70 years and older," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 470, no. 2, pp. 442–449, 2012.
- [62] H. Yu, H. Liu, M. Jia, Y. Hu, and Y. Zhang, "A comparison of a short versus a conventional femoral cementless stem in total hip arthroplasty in patients 70 years and older.," *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 11, p. 33, 2016.
- [63] J. Hutt, Z. Harb, I. Gill, F. Kashif, J. Miller, and M. Dodd, "Ten year results of the collum femoris preserving total hip replacement: A prospective cohort study of seventy five patients," *Int. Orthop.*, vol. 38, no. 5, pp. 917–922, 2014.
- [64] I. Fenichel and S. Velkes, "Bone-Preserving Hip Arthroplasties As an Alternative To Conventional Hip Replacement for Young Patients - a Review Article.," *J. Musculoskelet. Res.*, vol. 13, no. 2, pp. 89–94, 2010.
- [65] A. H. Huggler and H. A. C. Jaco, "A new approach towards hip-prosthesis design," *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, vol. 97, no. 2, pp. 141–1441, 1980.
- [66] H. Hirano *et al.*, *ARTHROPLASTY - UPDATE*. Intech, 2013.
- [67] F. Falez, F. Casella, G. Panegrossi, F. Favetti, and C. Barresi, "Perspectives on metaphyseal conservative stems," *J. Orthop. Traumatol.*, vol. 9, no. 1, pp. 49–54, 2008.
- [68] F. Falez, F. Casella, and M. Papalia, "Current Concepts, Classification, and Results in Short Stem Hip Arthroplasty," *Orthopedics*, vol. 38, no. 3, pp. S6–S13, 2015.
- [69] J. P. Vidalain, "Twenty-year results of the cementless Corail stem," *Int. Orthop.*, vol. 35, no. 2, pp. 189–194, 2011.
- [70] F. O. R. Short, S. Uncemented, S. D. Stulberg, L. Keppler, J. Keggi, and R. T. Kennon, "Joint Implant Surgery & Research Foundation Chagrin Falls , Ohio , USA JISRF CLASSIFICATION SYSTEM," no. September, 2012.
- [71] D. O. Kendoff, M. Citak, C. C. Egidy, P. F. O'Loughlin, and T. Gehrke, "Eleven-year results of the anatomic coated cfp stem in primary total hip arthroplasty," *J. Arthroplasty*, vol. 28, no. 6, pp. 1047–1051, 2013.
- [72] R. Van Der Rijt, "EARLY EXPERIENCE WITH MSA™ NECK SPARING STEM," 2012.
- [73] T. Mctighe *et al.*, "The First 1 , 200 (1 , 790) U . S . Short Curved Neck Stabilized Stems by," vol. 200, no. March 2016, pp. 3–4, 2012.

-
- [74] M. Dettmer, A. Pourmoghaddam, and S. W. Kreuzer, "Comparison of Patient-Reported Outcome from Neck-Preserving, Short-Stem Arthroplasty and Resurfacing Arthroplasty in Younger Osteoarthritis Patients," *Adv. Orthop.*, vol. 2015, pp. 13–17, 2015.
- [75] S. Budde *et al.*, "Analysis of migration of the Nanos® short-stem hip implant within two years after surgery," *Int. Orthop.*, vol. 40, no. 8, pp. 1607–1614, 2016.
- [76] Y. H. Kim, J. W. Park, and J. S. Kim, "Behaviour of the ultra-short anatomic cementless femoral stem in young and elderly patients," *Int. Orthop.*, vol. 37, no. 12, pp. 2323–2330, 2013.
- [77] T. Poboży and M. Kielar, "The use of various types of hip prostheses depending on the patient's age and level of everyday activity," *Med. Stud.*, vol. 3, pp. 213–222, 2015.
- [78] G. Sperati and L. Ceri, "Total hip arthroplasty using TRI-LOCK(R) DePuy bone preservation femoral stem: our experience.," *Acta Biomed.*, vol. 85, no. 2, pp. 66–70, 2014.
- [79] R. G. Molli, A. V. Lombardi, K. R. Berend, J. B. Adams, and M. A. Sneller, "A short tapered stem reduces intraoperative complications in primary total hip arthroplasty," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 470, no. 2, pp. 450–461, 2012.
- [80] R. H. Wittenberg, R. Steffen, H. Windhagen, P. Bücking, and A. Wilcke, "Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis," *Orthop. Rev. (Pavia)*, vol. 5, no. 1, p. 4, 2013.
- [81] L. S. M. Gomes, "Biomateriais em artroplastia de quadril: Propriedades, estrutura e composição," *O Quadril. São Paulo Atheneu*, pp. 121–143, 2010.
- [82] S. Santavirta *et al.*, "Materials in total joint replacement," *Curr. Orthop.*, vol. 12, no. 1, pp. 51–57, 1998.
- [83] K. S. Katti, "Biomaterials in total joint replacement," *Colloids Surfaces B Biointerfaces*, vol. 39, no. 3, pp. 133–142, 2004.
- [84] L. S. M. Gomes, "Artroplastia total de quadril," *Soc. Bras. Quadril*, vol. 1, no. 1, pp. 1–12, 2011.
- [85] C. M. van Dijk, R. Bimmel, and F. S. Haddad, "(iv) Surgical approaches in primary total hip arthroplasty - pros and cons," *Orthop. Trauma*, vol. 23, no. 1, pp. 27–34, 2009.
- [86] National Joint Registry, "13th Annual Report," *Natl. Jt. Regist. Engl. Wales North. Irel.*, no. December 2015, p. 186, 2016.
- [87] A. Merini, A. Viste, R. Desmarchelier, and M. H. Fessy, "Cementless Corailtm femoral stems with laser neck etching: Long-term survival, rupture rate and risk factors in 295 stems," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 102, no. 1, pp. 71–76, 2016.
- [88] DepuySynthes, "Corail ® Hip System Product Rationale and Surgical Technique," 2016.
- [89] Y.-H. Kim and J.-H. Oh, "A comparison of a conventional versus a short, anatomical metaphyseal-fitting cementless femoral stem in the treatment of patients with a fracture of the femoral neck," *Bone Joint J.*, vol. 94-B, no. 6, pp. 774–781, 2012.
- [90] K. Tóth, L. Mécs, and P. Kellermann, "Early experience with the DePuy Proxima??? short stem in total hip arthroplasty," *Acta Orthop. Belg.*, vol. 76, no. 5, pp. 613–618, 2010.
- [91] C. S. Waller, T. Mctighe, H. S, and P. Piriou, "An Alternative Conservative Approach to Hip Reconstruction," *Jt. Implant Surg. Res. Found.*, vol. 3, no. 2,

-
- pp. 20–27, 2013.
- [92] DepuySynthes, “Depuy Proxima Hip Surgical Technique,” no. 2011, pp. 3181–3189, 2007.
- [93] DepuySynthes, “Corail ® Hip System Surgical Technique,” 2016.
- [94] DepuySynthes, “Silent Performs Naturally Surgical Technique,” no. March, 2009.
- [95] J. Daniel, C. Pradhan, H. Ziaee, P. B. Pynsent, and D. J. W. McMinn, “Results of birmingham hip resurfacing at 12 to 15 years: A single-surgeon series,” *Bone Jt. J.*, vol. 96B, no. 10, pp. 1298–1306, 2014.
- [96] C. Pascual-Garrido, B. L. Morris, and M. R. Dayton, “Clinical and Functional Outcomes of the Birmingham Hip Resurfacing System,” *Orthopedics*, vol. 39, no. 2, pp. e236–e239, 2016.
- [97] Y. W. Choi and S. Kim, “The Short-term Clinical Outcome of Total Hip Arthroplasty Using Short Metaphyseal Loading Femoral Stem,” vol. 28, no. 2, pp. 82–89, 2016.
- [98] S. Ghera and L. Pavan, “The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations.,” *Hip Int.*, vol. 19, no. 3, pp. 215–220, 2009.